15121

T H E S E

Présentée

A L'U N I V E R S I T E DE P A R I S - S U D

C E N T R E D'O R S A Y

Pour obtenir le titre de Docteur ès Science

par

York-Chun L E U N G

Ière THESE: REGLES MECANIQUES DE L'ARCHITECTURE INTERNE DE L'OS

Soutenue le 24 juin I975, devant le Commission d'Examen

JURY: MM. MAZET Président
BEAUMONT
BOUISSET
MAURER
WISNER

O.N.S.E.R. I09, Ave. Salvador Allende, 69500 BRON

Dedicated

To My Wife JEAN

With the key of secret he
marches faster
From strength to strength and
for night brings day,
While classes or tribes too
weak to master
The flowing conditions life,
give way.

R.W. EMERSON, "Education", 1863

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

REMERCIEMENTS

Au Professeur BEAUMONT, Directeur du Laboratoire de Biologie des Vertébrés, Université de Paris-Sud, Centre d'Orsay, que je remercie d'avoir accepté d'être un membre du jury et le rapporteur de ma thèse.

Au Professeur BOUISSET, Directeur du Laboratoire de Physiologie du Mouvement, Université de Paris-Sud, Centre d'Orsay, qui m'a donné des conseils et a bien voulu juger ce travail.

Au Docteur JUSTER, Directeur de la recherche au C.N.R.S., au Laboratoire de Microradiographie, qui m'a chaleuresement accepté dans son Laboratoire. Je le remercie pour ses renseignements et ses conseils.

Au Professeur KENESI de la Faculté de Médecine de Creteil, Université de Paris XII, que je remercie de m'avoir fourni si généreusement les matières expérimentales dont j'ai eu besoin dans son Laboratoire de Biomécanique.

Au Professeur MAURER, Spécialiste en Orthopédie à la Faculté de Médecine de Cochin, Université de Paris V, d'avoir bien voulu accepter d'être un membre du jury de ma thèse.

Au Professeur MAZET, Directeur du Laboratoire de Mécanique des Solides, à l'Université de Paris-Sud, Centre d'Orsay, qui a guidé mes premiers pas dans la recherche en Biomécanique. Je le remercie des conseils et des encouragements qu'il m'a prodigués tout au long des six dernières années, et de l'honneur qu'il me fait de présider le jury de ma thèse.

Au Professeur SCHERRER de la Faculté de Médecine de la Pitié-Salpêtrière, Université de Paris VI, Directeur du Laboratoire de Physiologie du Travail au C.N.R.S., qui m'a accueilli chaleureusement dans son Institut. Je le remercie de m'avoir proposé ce travail.

Au Professeur WISNER, Directeur du Laboratoire de Physiologie du Travail au Conservatoire National des Arts et Métiers, Directeur Scientifique à l'Organisme National de Sécurité Routière (O.N.S.E.R.), d'avoir bien voulu accepter d'être un membre du jury de ma thèse.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548121_0039

TABLE DES MATIERES

RESUME ---------- 1

I HISTORIQUE ET INTRODUCTION GENERALE ---------- 3

II MATERIEL ET METHODES ---------- 7

A RADIOGRAPHIE ---------- 7

1 Introduction ---------- 7

2 Techniques ---------- 7

a. Fixation ---------- 7

b. Enrobage ---------- 7

c. Découpage ---------- 8

d. Radiographies sériées ---------- 8

3 Discussion ---------- 9

B VALEUR DU RAPPORT (POIDS/VOLUME) POUR LES OS DE L'ARTICULATION TIBIO-TARSIENNE ANIMAL --------- 9

C MESURES DE LA RESISTANCE ---------- 10

1 Introduction ---------- 10

2 Technique et résultats ---------- 11

a. Préparation des échantillons ---------- 11

b. Technique ---------- 11

c. Résultats ---------- 11

3 Discussion ---------- 12

4 Conclusion ---------- 14

D PREPARATION DE L'ETUDE SUR L'ARCHITECTURE INTERNE OSSEUSE DES COTES HUMAINES ---------- 14

III ETUDES DE LA CONTRAINTE DES ELEMENTS DU BATIMENT -- 16

A INTRODUCTION ---------- 16

B POUTRE CANTILEVER ---------- 16

C POUTRE EN APPUI SIMPLE ---------- 18

D LIGNES DE TRAJECTOIRES DES CONTRAINTES DES POUTRES ---------- 20

E COLONNE ---------- 22

F DISCUSSION ---------- 23

IV ETUDES DE L'ARCHITECTURE INTERNE DE L'OS SUR LA THEORIE DE LA TRAJECTOIRE (UN OS) ---------- 25
A INTRODUCTION ---------- 25
B ARCHITECTURE INTERNE DE L'EXTREMITE PROXIMALE DU FEMUR ---------- 26
1 Fémur humain ---------- 26
2 Fémur du mouton ---------- 39
3 Fémur du boeuf ---------- 43
4 Fémur du porc ---------- 47
C TRAVEES DE L'ARCHITECTURE INTERNE DU CALCANEUM 49
1 Calcanéum du mouton ---------- 49
2 Calcanéum bovin ---------- 52
3 Calcanéum du porc ---------- 54
D DISCUSSION ---------- 55
E CONCLUSION ---------- 57

V ETUDES SUR LES RELATIONS QUI EXISTENT ENTRE LES TRAVEES OSSEUSES ET LES OS DE L'ARTICULATION (DEUX OS) ---------- 59
A INTRODUCTION ---------- 59
B ARTICULATION DE LA HANCHE CHEZ L'HOMME -------- 60
C ARTICULATION DU GENOU ---------- 63
1 Chez l'homme ---------- 63
a. Etudes anatomiques ---------- 63
b. Coupe frontale de l'articulation du genou ---------- 64
c. Coupe sagittale de l'articulation du genou ---------- 65
2 Chez l'animal ---------- 68
E DISCUSSION ET CONCLUSION ---------- 71

VI ANALYSE MECANIQUE DE L'ARCHITECTURE OSSEUSE DE L'ARTICULATION DU PIED (MULTIPLES OS) ---------- 73
A INTRODUCTION ---------- 73
B CHEZ L'ANIMAL ---------- 74
1 Etudes de l'anatomie du mouton ---------- 74
2 Force musculaire appliquée au calcanéum ---- 79

3 Calculs mécaniques comparés avec l'architecture osseuse ---------- 81
C CHEZ L'HOMME ---------- 84
1 Etudes de l'architecture osseuse du pied --- 84
2 Calculs mécaniques comaprés avec l'architecture osseuse ---------- 87
D DISCUSSION ET CONCLUSION ---------- 89

VII ETUDES SUR L'ARCHITECTURE INTERNE OSSEUSE DES COTES HUMAINES ---------- 91
A INTRODUCTION ---------- 91
B ETUDES ANATOMIQUES DU THORAX HUMAIN ---------- 91
1 Articulations ---------- 92
a. Articulation costo-vertébrales ---------- 92
b. Articulation costo-chondrales ---------- 93
c. Articulation chondro-sternales ---------- 93
2 Mouvement du thorax ---------- 93
C ANALYSE MECANIQUE ---------- 94
D COMPARAISON ENTRE LA DIRECTION DES LIGNES DE CONTRAINTE ET LE SENS DES TRAVEES OSSEUSES ---- 103
E CONCLUSION ---------- 112

VIII MODELE MECANIQUE DE L'ARCHITECTURE INTERNE DE L'OS 113
A INTRODUCTION ---------- 113
B MODELE DE L'OS SPONGIEUX ---------- 115
C ANALYSE MECANIQUE ---------- 116
D DISCUSSION ET CONCLUSION ---------- 122

IX CONCLUSION GENERALE ---------- 125

REFERENCES ---------- 126

REGLES MECANIQUES DE L'ARCHITECTURE INTERNE DE L'OS

RESUME

En comparant la forme des travées osseuses avec les clichés radiographiques, nous avons étudié des os jeunes et adultes provenant du pied postérieur des animaux suivants: moutons, bovins et porcs. Nous avons étudié également le membre inférieur de l'os humain jeune et adulte, et les côtes humaines.

Une étude a été entreprise sur un os spécial: le calcanéum animal. La forme des travées osseuses de la trajectoire du calcanéum est stimulée par une seule force musculaire. Cette découverte nous a permis de justifier et de développer la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse.

Nous avons démontré également que les travées osseuses de l'épiphyse du fémur et du calcanéum jeune sont différentes de celles de l'os adulte, ceci en raison de leurs diverses contraintes.

La relation entre les travées osseuses et le mouvement dans l'articulation a été étudiée avec les pieds humains et animaux. Nous avons observé que l'orientation de toutes les travées osseuses est liée au sens de la force appliquée et à l'amplitude du mouvement.

En étudiant l'architecture interne des travées osseuses des côtes humaines dans le sens longitudinal et dans le sens transversal, nous avons constaté que l'archi-

tecture de ces travées osseuses dépend non seulement de la direction, mais aussi de l'intensité de la force appliquée.

Il en résulte que la relation entre l'architecture osseuse et la force(s) appliquée(s) est: soit la force musculaire, soit la force de pesanteur, ou bien les deux à la fois; la contrainte étant la facteur le plus important dans la formation de l'architecture interne osseuse.

Nous avons enfin mesuré la résistance de l'os spongieux sur deux groupes d'échantillons: ceux dits "parallèle" et ceux dits "perpendiculaire" aux travées osseuses. En nous basant sur les résultats obtenus, nous avons donc établi un modèle mécanique de l'architecture osseuse qui nous permet maintenant de comprendre le principe mécanique des travées osseuses de l'os spongieux.

I HISTORIQUE ET INTRODUCTION GENERALE

Meyer et Culmann (1867) ont été les premiers à étudier l'architecture interne des travées osseuses de l'extrémité du fémur humain en mettant en évidence la compression des lignes de contrainte, et en élaborant la théorie de la trajectoire. Cette théorie soutient que la formation des travées osseuses se fait suivant les lignes de contrainte maximales d'où son nom de théorie de la trajectoire. Ces travées osseuses s'élèvent perpendiculairement à la surface de l'os ou du cartilage articulaire et se croisent à angle droit. Elles s'opposent dans un sens aux efforts de compression, dans l'autre aux efforts de traction que subit l'os.

Wolff (1869,1870,1884,1891,1892,1900) a étudié et approfondi cette théorie dans un livre qui a fait autorité: " La Loi de la Transformation Osseuse " publié en 1892.

Trente ans plus tard, Janssen (1920) et Carey (1929) ont critiqué ces auteurs parce qu'ils n'avaient pas tenu compte de l'action musculaire.

Janssen (1920) a étudié différents types de sections de l'os sain. Il a démontré que l'architecture des travées osseuses n'obéit pas aux règles de la théorie de la trajectoire; et il a pensé que la force musculaire combinée avec sa gravité était le principal facteur mécanique dont dépend la formation osseuse.

Carey (1929) a mis également l'accent sur le rôle de l'action musculaire dans la détermination de la forme et de la structure de l'os : il a démontré que

l'architecture de l'os spongieux est totalement fonction des vecteurs de pressions musculaires appliquées à l'articulation et non pas de la pesanteur statique.

Pauwel (1948) a étudié plus en détail ce problème par le biais de la photoélasticité. Il a mentionné que la force musculaire diminue la contrainte de traction dûe à la pesanteur au niveau du fémur.

Steindler (1964) en accord avec cette théorie a constaté que la structure interne de l'os reflète très concrètement les forces physiques s'exerçant dessus. Cependant, la loi de l'adaptation fonctionnelle de l'os doit être modifiée pour permettre d'autres lois biologiques influençant la croissance osseuse, qui dans certaines conditions peut être contraire à des expectations purement mécaniques.

Evans (1957) a considéré que la fonction naturelle des contraintes à la traction ou à la compression était directement liée à la formation et la croissance osseuse. Il a d'autre part mentionné que le rôle de l'action musculaire n'était pas très clair dans ce processus.

Plus récemment, Williams et Svenssen (1971) ont fait une analyse expérimentale des contraintes par une méthode de photoélasticité. Ils en ont conclu que, selon la théorie de la trajectoire établie au niveau de la région spongieuse du fémur, la disposition des travées osseuses de l'extrémité proximale de cet os est fonction des contraintes principales de la trajectoire.

Des conceptions différentes concernant la formation de l'architecture osseuse ont été élucidées au cours des 19 et 20ème siècles. On peut encore malgré tout se

poser cette question: quel facteur stimule la formation de l'architecture interne osseuse? Jusqu'à nos jours, l'architecture osseuse de l'extrémité proximale du fémur humain a été pratiquement la seule à être étudiée grâce à la mécanique. Ne peut-on donc pas trouver un autre os pour démontrer la théorie de la trajectoire?

C'est la raison pour laquelle, l'étude de la formation de l'architecture interne de l'os et ses régles mécaniques viendra compléter ce travail.

Les contraintes observées au niveau du fémur sont engendrées par le moments fléchissants. On sait en effet que le bras du moment fléchissant de la force appliquée à la tête du fémur est 6 fois plus grand que celui de la force musculaire appliquée au grand trochanter. Nous avons démontré que les contraintes provoquées par la force à la tête du fémur sont beaucoup plus importantes que celles provoquées par la force musculaire au niveau du grand trochanter.

Nous avons approfondi la théorie de trajectoire en orientant notre étude sur le calcanéum animal. Il a été démontré qu'il existe bien une relation entre la disposition des travées osseuses et la contrainte de la poutre cantilever, bien que dans ce cas il n'y ait que la force musculaire qui entre en jeu, puisque, pour le calcanéum, la force du poids corporel est nulle. Ainsi l'orientation des travées osseuses du calcanéum dépend d'une seule force: la force musculaire. Cette découverte nous a permis de justifier et de développer la théorie de la trajectoire dans l'architecture osseuse.

En étudiant les travées osseuses de l'articulation tibia-tarsienne chez l'animal, on a pu démontrer que

toutes les travées osseuses dépendent du sens de la force appliquée et de l'amplitude du mouvement des os.

Nous avons étudié plus loin le problème de l'architecture osseuse des côtes humaines, par le biais de l'analyse mécanique, avec le trièdre trirectangle. En faisant la liaison entre les contraintes provoquées et la disposition des travées osseuses, nous avons pu découvrir que la contrainte provoquée est le facteur le plus important dans la formation de l'architecture interne des côtes humaines.

Toutes ces études nous ont permis de mieux comprendre les relations qui existent entre l'architecture osseuse et la mécanique, et d'en déduire ainsi les régles mécaniques de l'architecture interne de l'os. Les travées osseuses dépendent non seulement de la direction, mais aussi de l'intensité de la force appliquée, le vecteur des contraintes déterminant la formation de l'architecture interne des travées osseuses.

Un modèle mécanique de l'architecture interne de l'os a été conçu et sera présenté dans un chapitre ultérieur traitant du problème fondamental de la rpopriété mécanique de l'os spongieux et de la mathématique.

II MATERIEL ET METHODES

A RADIOGRAPHIE

1 INTRODUCTION

Nous allons étudier la formation de l'architecture osseuse qui est une partie importante de notre sujet.

Le domaine de la microradiographie couvre bien l'étude de l'os-tissu dans les différentes architectures qui réalise sa disposition en os spongieux (Juster et coll., 1963). On a étudié l'architecture de l'os spongieux à l'aide de la microradiographie. Des coupes à différents niveaux ont été radiographiées et elles seront représentées dans les chapitres suivants.

2 TECHNIQUE

La technique radiographique a été réalisée suivant la méthode utilisée au Laboratoire de Microradiographie (C.N.R.S.).

a. Fixation

Les os sont trempés dans du formol à 10 % . Après la déformolisation à l'eau courante, on utilise l'alcool pour une déshydratation.

b. Enrobage

L'os est placé dans une boite spéciale de

forme rectangulaire, dans laquelle on fait couler du plastique. Le plastique utilisé est la Polylite 11002 stabilité avec Catalyseur (2%).

c. Découpage

L'os est inclus dans la matière plastique. Le bloc est ensuite découpé, en tranches de 3 mm d'épaisseur environ à la scie mécanique ou à la scie à main. Pour les os de plus grande dimension, par exemple les os de boeuf, on découpe directement sans enrobage, et puis on polit à la machine ALBA à disque diamanté.

d. Radiographies sériées

Les radiographies sont effectuées sur film Kodak à mince contact (0,06mm).

Les caractéristiques de l'appareillage de radiographie actuellement utilisé sont les suivantes:

Tube Tubix G.M.U.L. à circulation d'eau, Foyer optique 1 x 1 mm, fenêtre de béryllium de 0,5mm d'épaisseur, distance: 56cm.

Les constantes employées généralement en radiographie, sont:

Tension: 10 à 30 Kv

Intensité: 5 à 10 Am

Temps de pose variable: 1 à 10 minutes

Toutes les constantes dépendent de l'épaisseur des échantillons, et de leurs caractéristiques, telle que: la densité ou l'âge.

3 DISCUSSION

La notion d'épaisseur est capitale, car une radiographie peut être considérée comme le résultat de la superposition ou la sommation des images de plusieurs couches élémentaires (Juster et coll., 1963).

Pour cette raison, on choisit les tranches de 3 mm d'épaisseur environ. On les radiographie, puis on les amincit de 0,7 mm d'épaisseur environ, et à chaque étape de l'amincissement on fait une radiographie.

Au point de vue mécanique, pour l'étude de l'architecture osseuse, les radiographies des échantillons de 3 mm d'épaisseur environ se révèlent assez bonnes.

B VALEUR DU RAPPORT (POIDS/VOLUME) POUR LES OS DE L'ARTICULATION TIBIO-TARSIENNE ANIMAL

La mesure du rapport (poids/volume) n'est pas le but de notre étude. Mais nous pourrons étudier plus loin la propriété mécanique de l'os spongieux à l'aide de cette valeur. On a mesuré le rapport (poids/volume) des os du pied postérieur du mouton. L'astragale, le calcanéum et le scapho-cuboide ont été mesurés intégralement, seul le tibia n'a été mesuré que pour une extrémité distale. Le résultat est donné par le Tableau 1.

TABLEAU 1 Rapports (poids/volume) de l'os du pied du mouton

Os	Calcanéum	Astragale	Tibia	Scapho-Cuboide
g/mm^3	1,5	1,7	1,7	1,5

Ces os se composent en grande partie de tissu spongieux qui "enrobe" une surface mince représentée par du tissu compact. Les rapports obtenus (poids/volume) représentent les rapports de l'os entier, ceux-ci nous permettant d'étudier la mécanique.

C MESURES DE LA RESISTANCE

1 INTRODUCTION

Meyer et Culmann (1867) ont mentionné que les travées osseuses suivent la contrainte maximum interne permettant au fémur de transmettre la charge maximum avec un minimum de matériau.

En étudiant l'architecture osseuse, on a trouvé que les travées osseuses forment toujours des plans parallèles aux forces appliquées, lorsque l'animal est en marche. Dans un plan perpendiculaire au plan formé par les travées osseuses, il n'y a pas de force appliquée, il n'existe pas de travées évidentes.

En se bassant sur ce phénomène, on mesure la résistance des échantillons qui sont groupés en deux catégories. Les résultats nous donneront une réponse expéri-

mentale au phénomène étudié.

2 TECHNIQUE ET RESULTATS

a. Préparation des échantillons

CATEGORIE PARALLELE - Les échantillons sont pris dans le pied droit d'un mouton, coupés dans le plan sagittal, c'est-à-dire que les axes longs des échantillons sont parallèles aux travées osseuses.

CATEGORIE PERPENDICULAIRE - Les échantillons sont pris dans le pied gauche du même mouton, coupés dans le plan frontal, c'est-à-dire que les axes longs des échantillons sont perpendiculaires aux travées osseuses.

Tous les échantillons sont coupés à la scie mécanique et ensuite polis par une machine spéciale ALBA à disque diamanté. Les dimensions des échantillons sont variable selon la forme des os. Le rapport: épaisseur/longueur = 1/7 environ. Leur sections varient de 5,75 à 17,45 mm^2 .

b. Technique

La machine utilisée pour la mesure de la résistance des matériaux se nomme INSTRON. Les échantillons ont été soumis à la compression et à la traction avec le piston se déplaçant à une vitesse de traverse de 0,1 cm/min. La sensibilité minimale des charges a été de 0-500 kg, et les erreurs sont inférieures $\pm$ 0,1 % .

c. Résultats

Les résultats sont donnés par le Tableau 2 qui contient les mesures de la résistance (σ), du module d'élasticité (E) et de la déformation (ε) des os spongieux de l'articulation du tibio-tarsienne du mouton (calcanéum, astragale, tibia et scapho-cuboide), en traction et en compression.

TABLEAU 2 Propriétés mécaniques des os spongieux de l'articulation du tibio-tarsienne de mouton

Os	Catégorie	Nombre	σ kg/mm^2	ε %	E x10^{3}kg/mm^2
en compression					
Calcanéum	$\perp$	5	2,18	1,41	0,16
	$\parallel$	6	4,15	1,56	0,26
Astragale	$\perp$	9	4,58	2,50	0,20
	$\parallel$	6	6,25	2,22	0,28
Tibia	$\perp$	3	1,54	1,23	0,11
	$\parallel$	6	7,05	1,48	0,48
Scapho-Cuboide	$\perp$	3	1,72	1,25	0,14
	$\parallel$	3	2,39	1,36	0,17
en traction					
Calcanéum	$\parallel$	1	0,99	0,44	0,23

3 DISCUSSION

Ce tableau nous montre que la contrainte et le

module d'élasticité de la catégorie "parallèle" sont plus grands que ceux de la catégorie "perpendiculaire" pour tous les échantillons. La même observation peut être trouvée pour la déformation sauf en ce qui concerne l'astragale dont les mesures sont différences dans la catégorie "parallèle" à celles de la catégorie "perpendiculaire". Ce qui s'explique par le fait que l'astragale est un os central de l'articulation du pied du mouton, composé au total de trois os, par conséquent ils sont appuyés par trois forces de compression dans diverses directions. C'est pourquoi l'astragale ne montre pas très distinctement les travées osseuses. Ainsi donc le caractère mécanique de cet os ne montre pas de différence sensible entre les deux catégories des échantillons.

Le calcanéum est tiré par la force musculaire à son sommet. Sa partie inférieure de l'axe central était en traction quand l'animal est en marche ou station debout. Un tel échantillon est préparé pour mesurer les propriétés mécanique en traction. Les résultats obtenus se trouvent dans la dernière ligne du tableau.

Une comparaison entre ces valeurs en traction et celles en compression nous permet de constater que la résistance, la déformation et le module d'élasticité en compression sont toujours plus importants que ceux en traction.

Si l'on fait une comparaison entre le Tableau 1 et le Tableau 2, on peut voir que les propriétés mécaniques de l'os spongieux ont une relation significative avec le rapport (poids/volume). C'est-à-dire que l'os qui a la plus grande "densité" possède également la plus grande résistance et le plus grand module d'élasticité pour les échantillons catégorie "parallèle".

4 CONCLUSION

Dans le même os, la résistance et le module d'élasticité sont plus grands dans le sens des travées osseuses que ceux mesurés dans le sens transversal aux travées osseuses.

Pour le même os, la résistance et le module d'élasticité dans le sens des travées osseuses sont plus grands en compression qu'en traction.

Un os qui a une "densité" plus grande possède une plus grande résistance dans le sens des travées osseuses.

D PREPARATION DE L'ETUDE SUR L'ARCHITECTURE INTERNE DES COTES HUMAINES

Des côtes ont été prélevées au niveau d'un segment thoracique, chez un cadavre humain embaumé du sexe mâle âgé de 47 ans. Des coupes de 3 mm d'épaisseur environ. ont été effectuées sur chaque côte, tous les 25 mm. Pour mettre en évidence les travées osseuses, des microradiographies ont été réalisées sur tous les échantillons, aussi bien dans le sens transversal que dans le sens longitudinal.

Les figures géométriques des côtes ont été étudiées à l'aide des radios, des photos et des dessins. En particulaier, nous avons mesuré l'angle déterminé par le grand axe de la section et le plan de l'axe longitu-

dinal (l'axe élastique), afin d'en faire l'analyse mécanique tout en tenant compte des contraintes provoquées et de la disposition des travées osseuses.

III ETUDES DE LA CONTRAINTE DES ELEMENTS DU BATIMENT

A INTRODUCTION

Nous avons employé dans le chapitre précédent les termes de contrainte à la traction et à la compression. Ces termes sont employés dans toute la mécanique des corps solides. Au point que certains auteurs n'ont pas hesité à comparer l'os spongieux avec la construction composée (Knese, 1958). Effectivement, la tentation de faire certains rapprochements peuvent se justifier. C'est la raison pour laquelle nous voudrions developper ici les principes qui sont à la base de ce materiau.

Les éléments d'un bâtiment sont constitués principalement par: la fondation, la colonne, la poutre, la dalle, etc. Selon le nombre d'appui, l'étude de la poutre est différente.

Nous allons étudier les trois sortes d'élément de construction du bâtiment qui nous permettra de faire une comparaison avec l'architecture osseuse.

B POUTRE CANTILEVER

Etude de la poutre du type I - une poutre cantiliver de section constante encastrée est soumise à son extrémité à une charge concentrée P (Fig. 1). En un point de la fibre moyenne d'abcisse "x" l'effort tranchant

et le moment fléchissant ont pour expression:

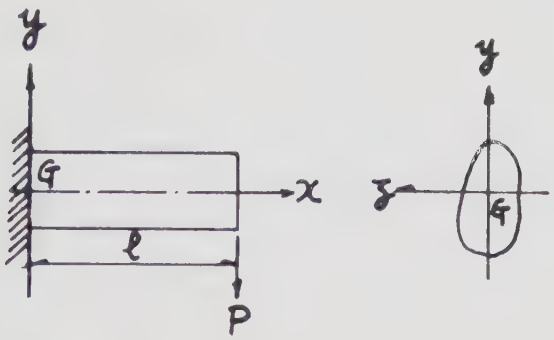


Fig. 1 Poutre cantilever

$$\begin{cases} T = P & (1) \\ M = P(l - x) & (2) \end{cases}$$

La contrainte normale suivant l'axe - x : σ_x dont la valeur est donnée par la théorie élémentaire de la flexion simple, telle que:

$$\sigma_x = \frac{M \cdot y}{I_y} = P \cdot \frac{(l - x) \cdot y}{I_y} \qquad (3)$$

où I_y désigne le moment d'inertie de la section par rapport à Gz :

$$I_y = \iint_{\Sigma} y^2 \cdot dy \cdot dz \qquad (4)$$

Si l'on considère que l'effort tranchant et le

moment fléchissant sont provoqués simplement par le poids propre de la poutre cantilever, on a leur diagrammes suivants (Fig. 2):

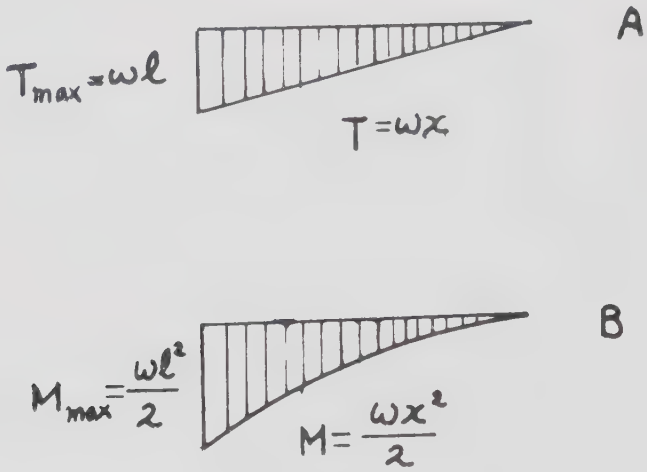


Fig. 2 A - Diagramme de l'effort tranchant
B - Diagramme du moment fléchissant

où "w" représente le poids de la longueuer unitaire. Le moment fléchissant total est donné par les diagrammes du moment fléchissant de charge concentrée (l'équation-2) et de poids propre (Fig. 2B) en faisant la somme de leur moments correspondant au même point. Le moment "M" de l'équation-3 est remplacé par ce moment total.

C POUTRE EN APPUI SIMPLE

Etude de la poutre du type II - Une charge concentrée est appliquée au centre de la poutre en appui simple. Cette figure est représentée par la Fig. 3.

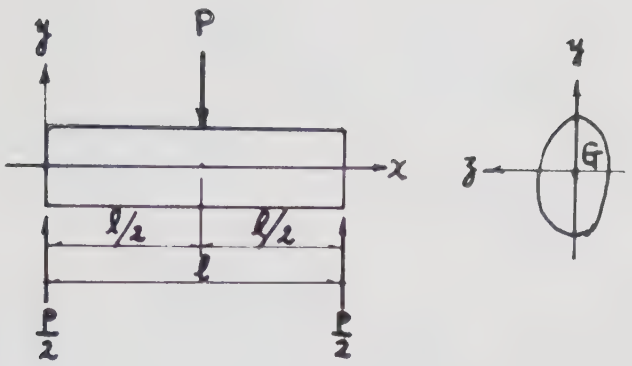


Fig. 3 Poutre en appui simple

Dans les mêmes conditions, on a les équations suivantes:

$$\begin{cases} T = P & (5) \\ M = \frac{P}{4}(1 - 2x) & (6) \end{cases}$$

Comme dans la poutre du type I , la contrainte normale suivant l'axe - x est donnée ci-dessous:

$$\sigma_x = \frac{M \cdot y}{I_y} = \frac{P \cdot (1 - 2x) \cdot y}{4 \cdot I_y} \qquad (7)$$

Si l'on considère que l'effort tranchant et le moment fléchissant sont provoqués simplement par le poids propre de la poutre en appui simple, leurs diagrammes sont les suivants (Fig. 4):

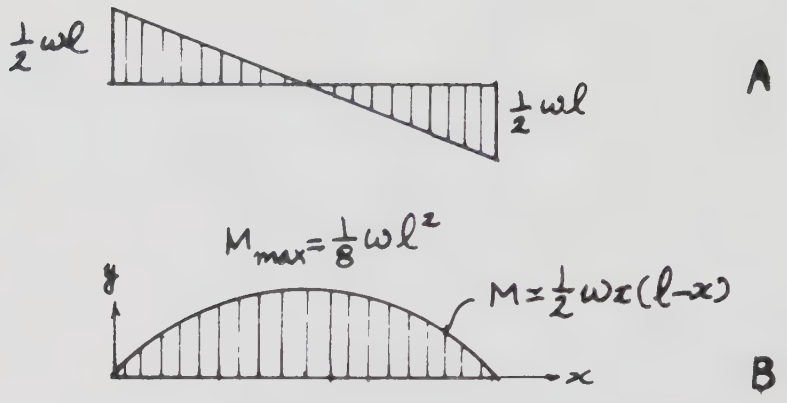


Fig. 4 A - Diagramme de l'effort tranchant
B - Diagramme du moment fléchissant

Donc, le moment total se calcule de la même manière que précédemment.

D LIGNES DE TRAJCETOIRES DES CONTRAINTES DES POUTRES

Il est nécessaire d'établir une analyse plus détaillée des contraintes pour comprendre la distribution des contraintes dans la poutre.

Les contraintes principales nous dinneront ces réponses. Le cercle de Mohr nous permet de déterminer les directions des contraintes. Les valeurs de ces contraintes se déduisent des équations suivantes (Timoshenko, 1963):

$$\sigma_{max} = \frac{1}{2}\cdot\sigma_x + \sqrt{(\tfrac{1}{2}\cdot\sigma_x)^2 + \tau_{xy}^2} \qquad (8)$$

$$\sigma_{min} = \frac{1}{2}\cdot\sigma_x - \sqrt{(\tfrac{1}{2}\cdot\sigma_x)^2 + \tau_{xy}^2} \qquad (9)$$

On remarque que σ_{max} est une traction et σ_{min} une compression, où σ_x , la contrainte normale est déterminée respectivement par l'équation (3) et (7) pour la poutre cantilever et la poutre en appui simple. τ_{xy} représente la contrainte de cisaillement donnée par l'équation (10)(Timoshenko,1963):

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \frac{T}{b\cdot I_z}\int_{y_1}^{\frac{h}{2}} y\cdot dA \qquad (10)$$

où T représente l'effort tranchant; b, largeur de la poutre; h, hauteur de la poutre; A, aire de section transversale.

Les points de la surface neutre, σ_x sont nulles, les directions des contraintes principales sont inclinées de 45° sur l'axe-x .

On peut construire deux systèmes de courbes orthogonales dont les tangentes en chaque point ont même directions que les contraintes principales en ce point. Ces courbes se nomment trajectoires des contraintes (Timoshenko, 1963).

La Fig. 5 représente les lignes de trajectoires des contraintes pour la poutre cantilever. La Fig. 6 donne les trajectoires de la poutre en appui simple.

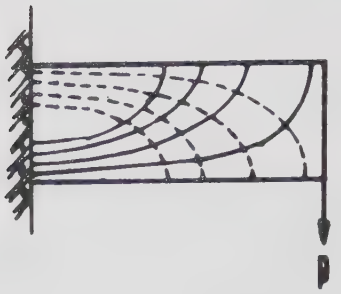


Fig. 5 Lignes de trajectoires des contraintes de la poutre cantilever (Type I)

Fig. 6 Lignes de trajectoires des contraintes de la poutre en appui simple (Type II)

E COLONNE

La colonne supporte la charge à son extrémité supérieure. En supposant que la contrainte en compression est répartie uniformément dans la section quand la force est appliquée à l'axe central, on a la représentation suivante (Fig. 7A):

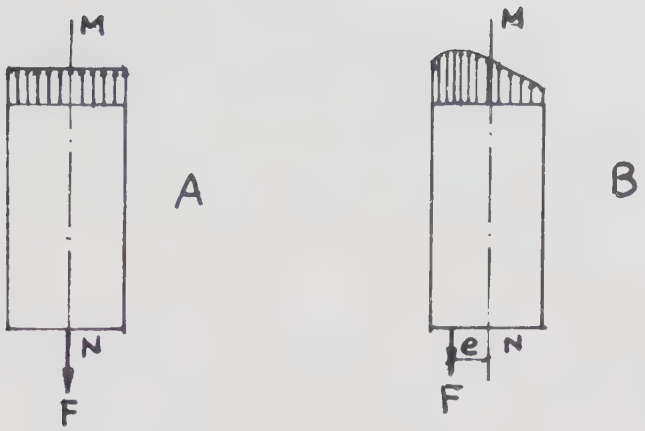


Fig. 7 A - Colonne appliquée par une force centrale dont la contrainte est uniformément répartie

B - Contrainte concentrée dans la colonne causée par une force excentrique

En pratique, cette force n'est pas toujours appliquée à l'axe central. Il y a excentricité (e) représentant la distance entre la force appliquée et l'axe central MN . Les lignes de contrainte sont concentrées d'une manière très dense à côté de la force appliquée. Cette figure est représentée par la Fig. 7B .

F DISCUSSION

Nous avons étudié trois types d'éléments de la construction du bâtiment. Les contraintes obtenues et leur directions nous permettent de faire les diagrammes de lignes de contrainte pour ces trois types d'éléments.

Dans la poutre du type I et du type II, les

lignes de contrainte se présentent sous la forme d'une trajectoire. Les lignes en trait plein représentent la contrainte en compression. Les lignes en tiret représentent la contrainte en traction. Les tangentes aux points des courbes représentent les vecteurs de contrainte en ces points.

Pour une force appliquée à une colonne, les lignes de contrainte sont très denses près de la force appliquée. Elles dépendent également de la forme externe de la colonne.

Toutes les formes de lignes de contrainte des trois types d'éléments de la construction du bâtiment que nous venons d'étudier seront comparées avec celles de l'architecture osseuse.

IV ETUDES DE L'ARCHITECTURE INTERNE DE L'OS

SUR LA THEORIE DE LA TRAJECTOIRE (UN OS)

A INTRODUCTION

Meyer et Calmann (1867) ont fondé la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse, avec laquelle, ils ont expliqué comment les travées osseuses du col de fémur humain sont soumises à des forces. Ensuite, cette théorie a obtenu sa meilleure expression quand Wolff (1892) publia son fameux livre "La Loi de la Transformation Osseuse".

De nombreux chercheurs approuvèrent cette théorie (Roux, 1885; Koch, 1917; Williams, 1971). Par contre, certains la critiquèrent (Janssen, 1920; Carey, 1929), parce que les premiers n'avaient pas considéré l'action musculaire appliquée au fémur humain.

Il est bien connu que les lignes de contrainte sont provoquées par le moment fléchissant. Ainsi le principal facteur mécanique dont dépend la formation de l'architecture osseuse du fémur, correspond non seulement à l'intensité de la force appliquée mais aussi au bras de levier du moment fléchissant. En étudiant la forme externe et les forces appliquées au fémur, nous avons observé que le bras de moment fléchissant de la réaction appliquée à la tête du fémur est 6 fois plus grand que celui de la force musculaire appliquée au grand trochanter, et que la force de réaction est plus grande que la force musculaire. Dans

ces conditions, on peut conclure que les contraintes provoquées par la première sont beaucoup plus importantes que celles provoquées par la dernière.

Pour confirmer la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse, nous avons d'une part comparé l'os jeune et l'os adulte, et d'autre part étudié le calcanéum animal:

D'abord en comparant l'os jeune et l'os adulte: Puisque le cartilage de conjugaison de l'os jeune n'est pas encore soudé, la partie de l'épiphyse montre des travées osseuses différentes de celles de l'os adulte. Ce phénomène sera mieux expliqué par la mécanique

Ensuite en étudiant le calcanéum: Le calcanéum des animaux est appliqué par une seule force musculaire. Il montre les travées en forme de la trajectoire de l'architecture osseuse. Cette constatation permet d'expliquer la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse.

Ces deux méthodes ont permis de développer les régles mécaniques de l'architecture osseuse.

B ARCHITECTURE INTERNE DE L'EXTREMITE PROXIMALE DU FEMUR

1 FEMUR HUMAIN

L'analyse mécanique du fémur concernant une analogie entre la disposition des travées osseuses et des lignes de contrainte interne maximum d'un modèle de forme semblable au fémur (Fig. 8B) a été éffectuée par l'Ingénieur et Mathématicien Culmann. Meyer (1867) a repris ce

modèle dans un article qui est à la base de la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse: Il a démontré que les travées osseuses de la trajectoire se croisent à angle droit et s'élévent perpendiculairement à la surface de l'os ou du cartilage articulaire. Il a considéré qu'une part de ces travées à la résistance de compression, et d'autre part à la résistance de traction.

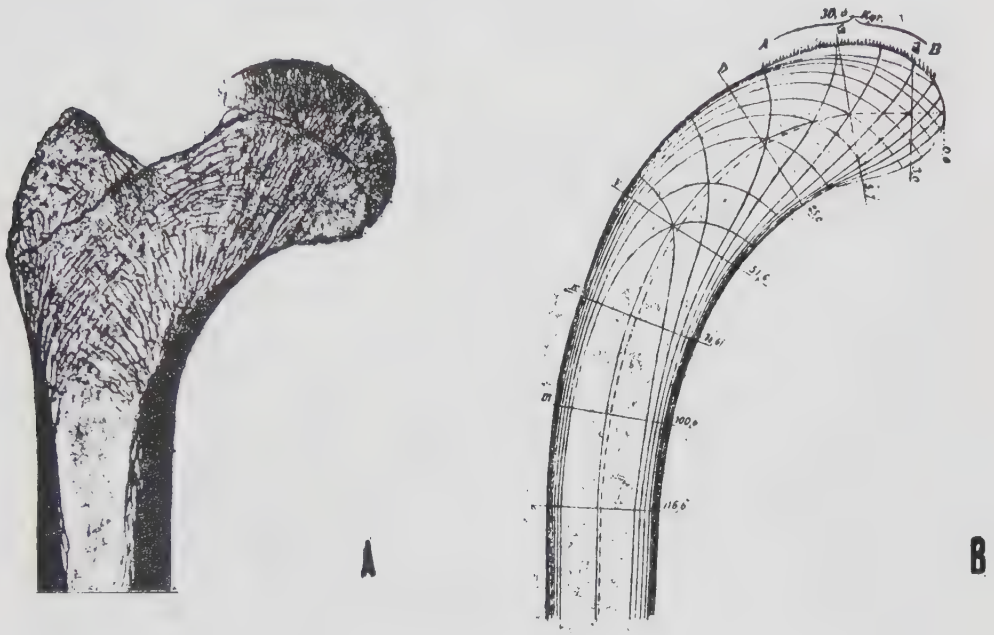


Fig. 8 "Double Image" (d'après Wolff, 1900)
A - Photo de l'extrémité proximale du fémur
B - Modèle de la grue courbe de Culmann reprise par Wolff

Wolff (1869, 1870, 1884, 1891, 1892, 1900) a développé complètement cette théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse. La loi de la transformation osseuse (Wolff, 1892) a été fondée sur l'orientation des travées de l'os spongieux du col du fémur. Selon cette loi, chaque changement de l'os dans sa forme et sa fonction, ou dans sa fonction seule, se fait en conformité avec des lois mathé-

matiques, compte tenu de l'architecture des travées osseuses et de la forme externe.

Wolff (1900) a redémontré la "double image" (Fig. 8). La Fig. 8A représente le fémur d'un garçon, la Fig. 8B est un schéma des lignes de contrainte (trajectoire) d'une grue courbe de Culmann qui est reprise par Wolff. L'emplacement supérieur du modèle est chargé d'un poids de 30 kg semblable à la forme du fémur et à la pesanteur chargé à la tête du fémur.

Il a observé que les courbes sont orientées d'après la partie supérieure de l'os compact où existe une contrainte maximum, vers le cartilage articulaire du grand trochanter et de l'épiphyse. L'axe central s'oriente parallèlement au corps du fémur. Les travées se croisent à angle droit et forment avec l'axe central un angle de 45°. L'extrémité des travées forme avec la surface de cartilage articulaire un angle droit. Les travées osseuses sont serrées au point de départ de façon à laisser un grand espace pour la moelle osseuse.

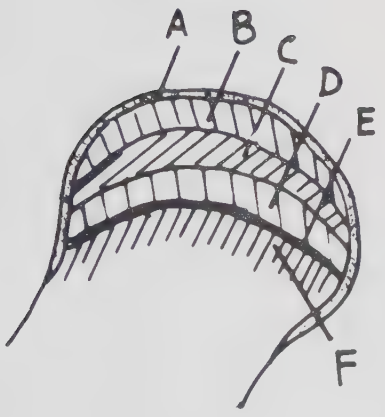
Wolff a mentionné également que les directions de la travée osseuse et de la ligne de contrainte maximum sont les mêmes dans les deux figures sauf pour la partie supérieure (épiphyse). Mais il n'a pas mentionné pourquoi.

Koch (1917) a critiqué cette théorie en précisant que dans ce modèle, la masse du grand trochanter n'avait pas été considérée, et que si l'analyse mécanique était exacte pour le modèle, elle ne l'était pas pour le fémur, puisqu'ils n'ont pas la même forme externe.

Or, le sujet étudié par Wolff (Fig. 8) était un fémur jeune. Le cartilage de conjugaison n'était pas encore soudé. L'adhérence faible existait entre ses deux

côtés, la métaphyse et l'épiphyse d'une part, et entre la métaphyse et le grand trochanter d'autre part. La résistance à la traction n'existait que faiblement et était supportée par l'adhérence entre la métaphyse et l'épiphyse ou entre la métaphyse et le grand trochanter, et par la résistance du cartilage articulaire. C'est la raison pour laquelle, il n'existait que la contrainte de compression dans la partie de l'épiphyse, par conséquent il ne nous montrait pas des travées osseuses de traction dans cette partie.

Un schéma anatomique plus précis de la tête du fémur est donné par la Fig. 9 (Solomon, 1973).



A Cartilage articulaire
B Nécrose subchondral
C Tissu de la granulation vasculaire dans l'os séparant la partie nécrosique et la partie viable de la tête fémoral
D Formation de l'os nouveau relatif
E Cartilage de conjugaison (ajouté par l'auteur)
F Os métaphyse normal

Fig. 9 Schéma anatomique de la tête du fémur

Kampner et Wissinger (1972) ont mentionné que le glissement de l'épiphyse du fémur jeune avait été décrit dans des rapports clinique, traitements, etc. depuis 1572. Paré fut le premier à observer le glissement de l'épiphyse.

Le sujet étudié de Kampner et Wissinger est également un garçon.

La Fig. 10 représente la partie supérieure du fémur d'un adulte humain. Ceci nous permet de comparer l'os jeune et l'os adulte.

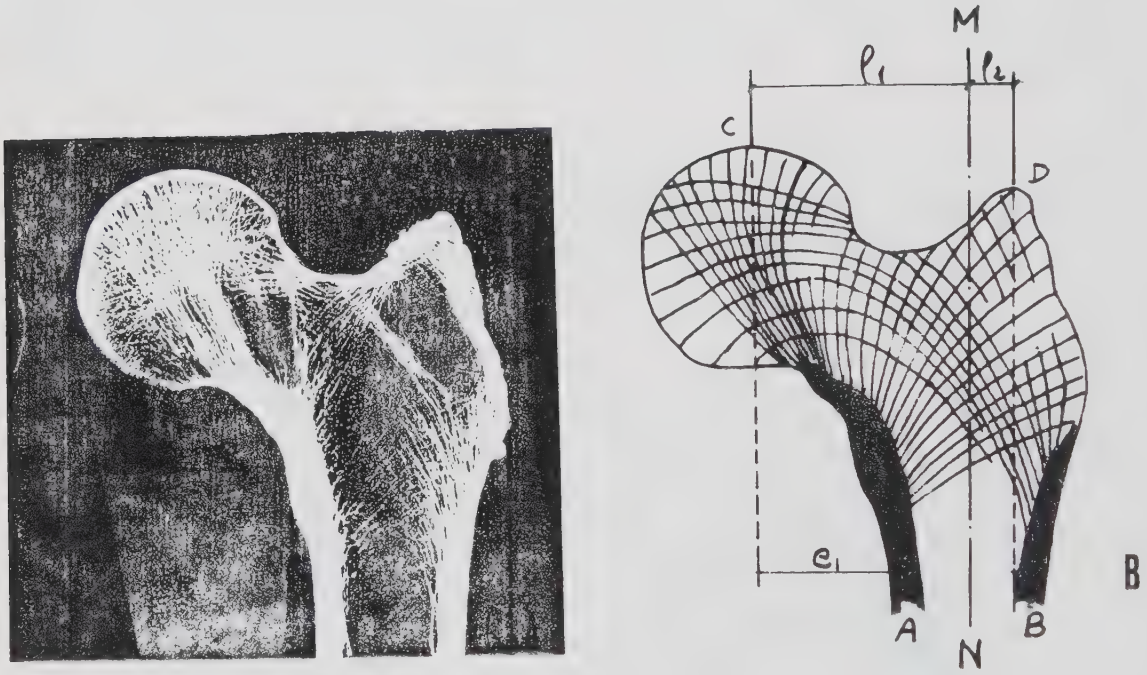


Fig. 10 Coupe frontale de l'extrémité proximale du fémur humain

A Radiographie
B Schéma des travées osseuses

Cette figure représente un fémur d'une femme de 75 ans où le cartilage de conjugaison était déjà complètement soudé. A partir de l'os compact A, les travées osseuse se dirigent en s'élargissant en forme de trajectoire vers la tête et le grand trochanter. Ces travées peuvent supporter la contrainte compression. A partir de l'os com-

pact B , les travées tendent en s'élargissant en forme de trajectoire jusqu'à l'extrémité de la partie de l'épiphyse et du grand trochanter. Ces dernières peuvent supporter la contrainte de traction. Les deux sortes des travées se croisent perpendiculairement.

Le point C est le point où un moment est provoqué par la force de pesanteur. Le point D est soumis à la force musculaire. Les distances entre l'axe central MN du corps de fémur et les points C et D représentent respectivement l_1 et l_2 . Le rapport l_1/l_2 est de 6/1 . Les distances entre les mêmes points C et D, et les centres de l'os compact A et B , représentent respectivement les excentricités (e_1 et e_2), si l'os compact A et B sont considérés comme une colonne chargée au dessus par la force de pesanteur et la force musculaire (au point C et D). Nous avons mesuré le rapport $e_1/e_2 = 5/1$.

On fait la compraison de l'architecture osseuse entre l'os jeune et l'os adulte (voir Fig. 8A et 10A). On trouve que la forme des travées osseuses se ressemble, sauf les travées de traction de l'os adulte qui tendent vers l'extrémité de l'épiphyse à la surface du cartilage articulaire. On sait que son cartilage de conjugaison est soudé. Dans la partie de l'épiphyse, il existe une contrainte de traction provoquée par la pesanteur. Par conséquent les travées osseuses de traction se développent dans cette région.

Pour mieux comprendre le problème mécanique de l'extrémité proximale du fémur, il faut d'abord étudier l'anatomie de l'articulation de la hanche:

La hanche est une articulation particulièrement mobile. Les mouvements peuvent se faire dans tous les plans de l'éspace et forment une variété infinie (Bouchet

et Guilleret, 1970).

Le mouvement d'abduction est complètement provoqué par le muscle que nous allons étudier (Paturet,1951):

Le moyen fessier se contractant en totalité , produit avec une grande énergie l'abduction directe de la cuisse. Le petit fesseir est, comme le moyen fessier, un abducteur puissant de la cuisse.

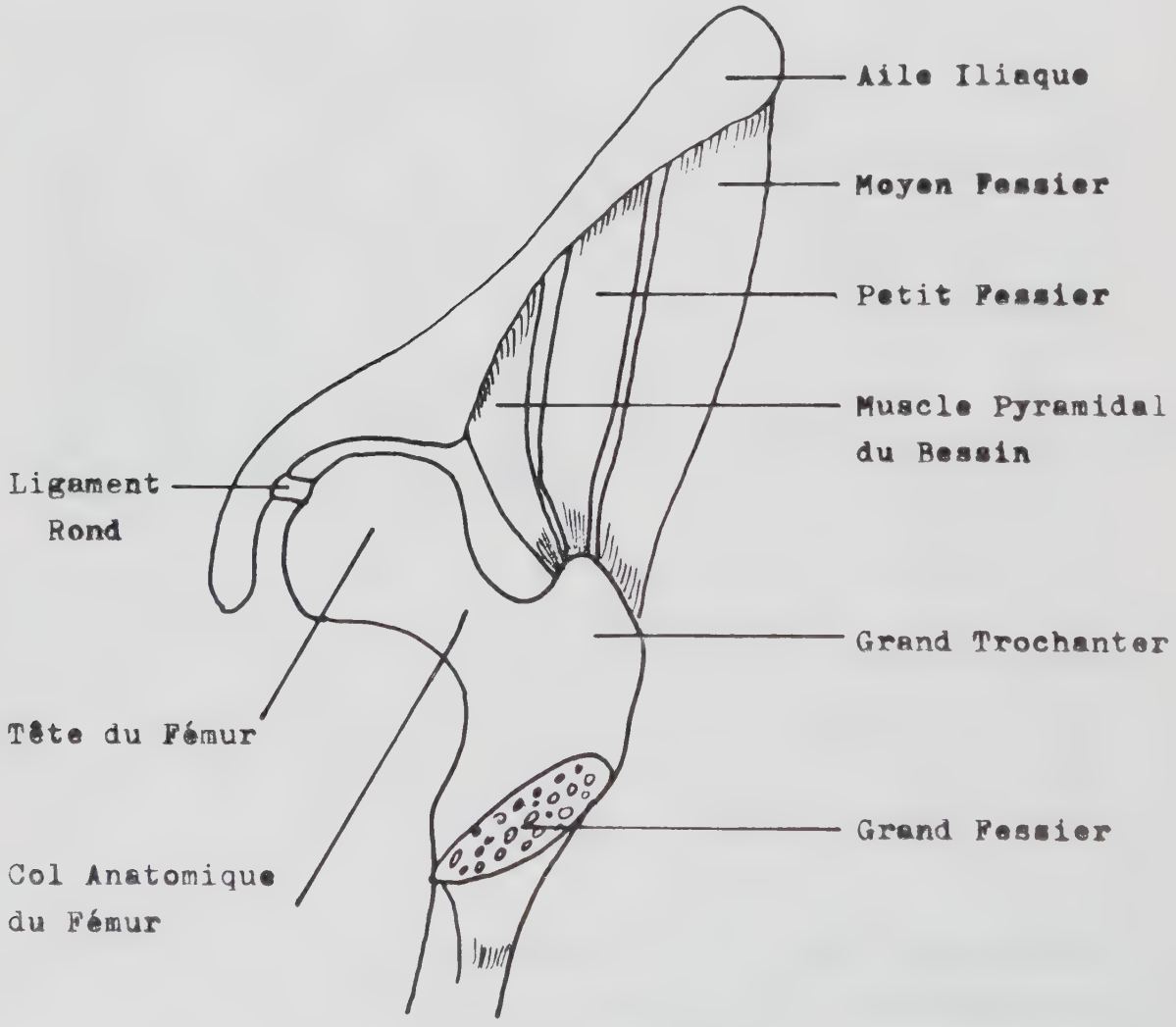


Fig. 11 Schéma frontal de l'articulation de la hanche

Les muscles moteurs des mouvements d'abduction sont le moyen et le petit fessier, plus accessoirement le pyramidal (Bouchet et Cuilleret, 1970).

Un schéma de l'action des muscles fessiers dans l'articulation de la hanche est donné par la Fig. 11 .

Le shéma du mouvement de l'abduction est donné par la Fig. 12 où une abduction d'un angle de 60° de l'articulation de la hanche est donnée par Bouchet et Cuilleret (1970).

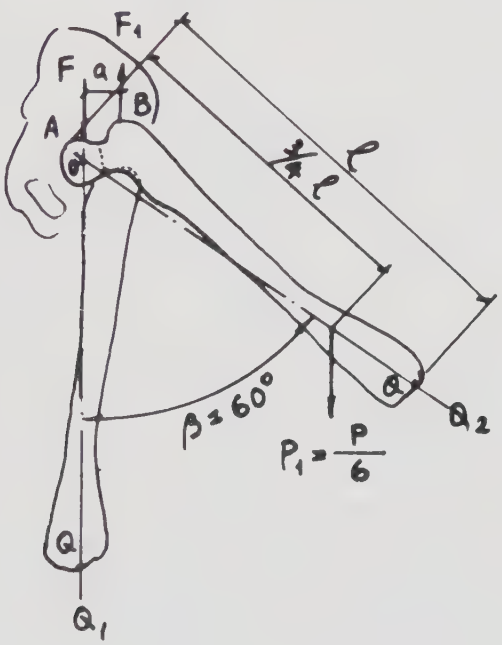


Fig. 12 Schéma du mouvement de l'abduction stimulé par l'action musculaire

Dans la Fig. 12, F_1 montre l'action musculaire résultante du moyen fessier, du petit fessier et du pyramidal. L'action du grand fessier est négligeable par rapport au mouvement de l'abduction et n'est pas prise en compte dans ce calcul. F représente la réaction presque

parallèle à F_1 . P_1 représente le poids d'une jambe qui est égal 1/6 du poids du corps considéré par Frankel et Burstein (1970). Le centre de gravité de la jambe dépend du sujet. On supose qu'il se situe au point de 3/4 de la longueur du fémur à partir de l'extrémité proximale. La ligne OQ_1 représente l'axe mécanique passant par le centre de la tête du fémur (O) et le centre de l'extrémité inférieure (Q). L'angle $\angle Q_1OQ_2 = \beta$ représente l'amplitude maximale du mouvement d'abduction.

Un schéma plus précis est donné pour l'analyse mécanique (Fig. 13):

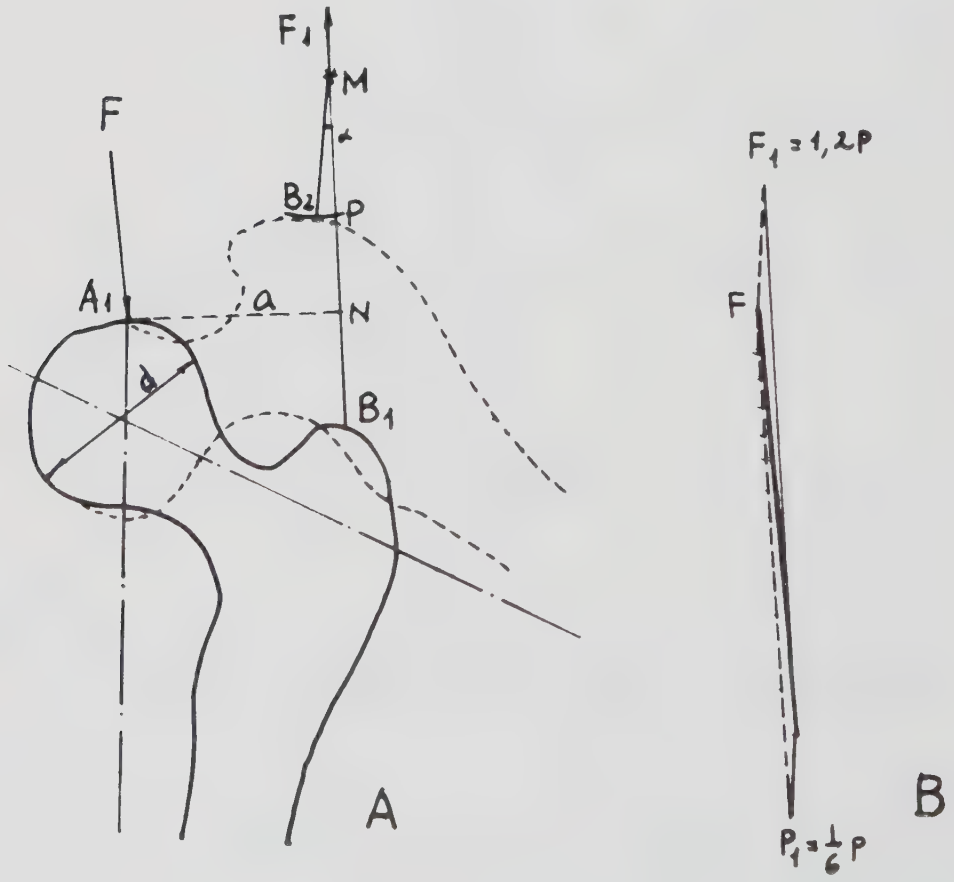


Fig. 13 Schéma d'une partie de la Fig. 12
A - Analyse d'action musculaire
B - Parallèlogramme des forces

Le point M représente un centre lié au côté de l'iliaque. Le point B_1 est appliqué par la force musculaire. Quand le mouvement d'abduction atteint un maximum où le muscle se contracte au minimum en point B_2, c'est-à-dire que la longueur MB_2 est la distance minimum entre le point M et le grand trochanter.

En pratique, MB_2 doit s'aligner sur la ligne MB_1, et B_2 remplace le point P. L'angle $\angle B_2M\,P = \alpha$ représente une erreur entre la théorie (par exemple: les points déterminés et la mesure de l'angle d'abduction) et la pratique. Cette erreur est négligeable, ce qui nous permet de continuer cette analyse.

La position supérieure de la tête du fémur appliqué par la force de réaction représente au point A. Le moment engendré par la force musculaire doit être équilibré par le moment engendré par P_1 (Fig. 12). Nous avons l'équation suivante:

$$F_1 \times a = P_1 \times \frac{3}{4} \times l \times \sin\beta$$

où "a" est la distance entre le point A_1 et F_1 est mesurée comme la même grandeur de diamètre de la tête du fémur (d), $P_1 = P/6$, $\sin\beta = \sin 60° \doteq 0{,}89$, "l" représente la longueur totale du fémur. Nous obtenons:

$$F_1 = \frac{1}{8} \times \frac{l}{d} \times P \times \sin\beta$$

Le rapport $\frac{l}{d}$ était trouvé dans les os normaux égal à 11/1. Nous avons donc $F_1 = 1{,}2\ P$.

La réaction F peut être mesuré dans le parallèlogramme des forces (Fig. 13B) donnant 1,1P environ.

Frankel et Burstein (1970) ont étudié la force musculaire et la réaction appliquée à la tête du fémur. Ils ont trouvé les résultats suivants (Fig. 14):

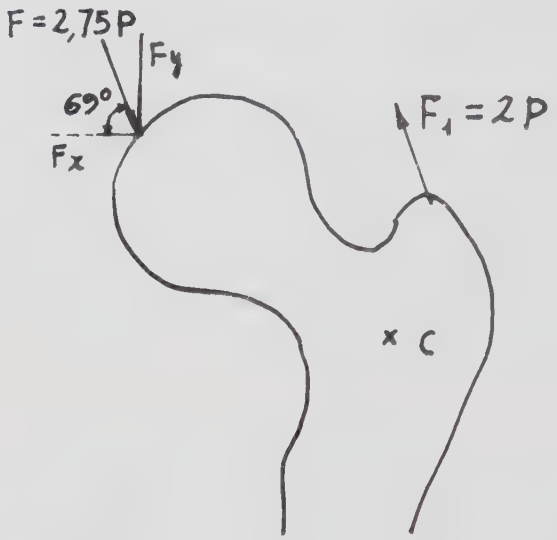


Fig. 14 Schéma des forces appliquées au fémur

F_1 représente la force musculaire au grand trochanter

F représente la réaction à la tête du fémur

P la pesanteur corporelle

Ce sujet a été étudié dans le cas d'une jambe seule supportant le corps. Ayant $F_y = F \times \sin 69°$ = 2,56 P qui provoque un moment au point C de la tête du fémur stimulant les travées osseuses de la trajectoire.

Nous avons trouvé que le rapport $l_1/l_2 = 6/1$. F et F_1 sont parallèles (Fig. 14). Alors, le rapport: M_1/M_2 provoqués respectivement par la réaction à la tête du fémur et par la force musculaire au grand trochanter est donné:

$$M_1/M_2 = 6\ F/\ F_1 = 6 \times 2,75/2 = 8,25/1$$

Ces résultats nous montrent que le moment provoqué par la pesanteur à la tête du fémur est beaucoup plus important que celui provoqué par la force musculaire au grand trochanter. Par conséquent la contrainte provoquée à la tête du fémur par la pesanteur est beaucoup plus importante que celle provoquée au grand trochanter par la force musculaire. On peut ainsi mieux comprendre quel est le facteur important de la formation de l'architecture osseuse de l'extrémité proximale du fémur.

Nous étudions également un cas de station debout. Un schéma de l'analyse des forces internes du corps est donné par la suite (Fig. 15):

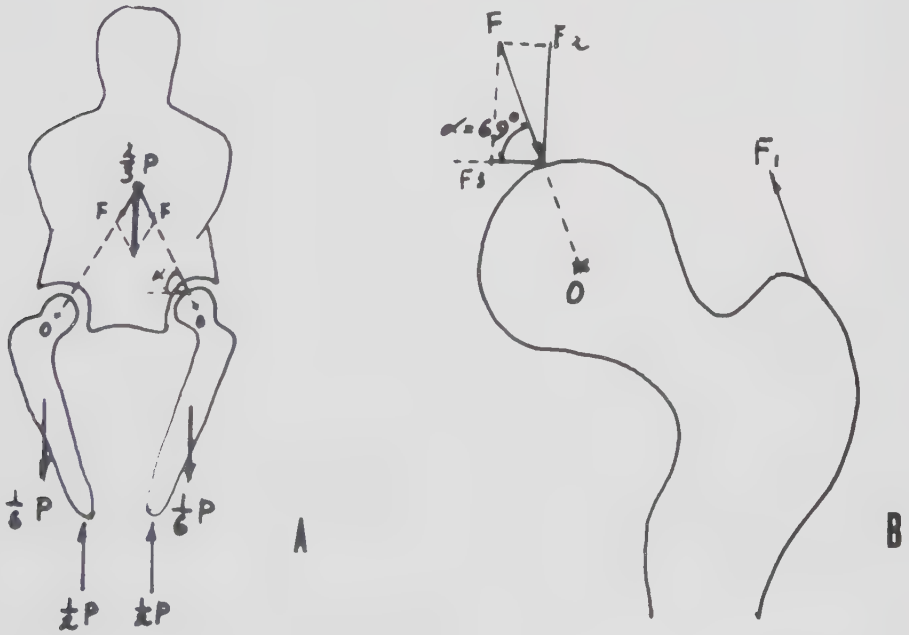


Fig. 15 A - Schéma de l'analyse des forces internes du corps
B - Schéma de l'analyse des forces du fémur

Puisque $\frac{1}{6}$ du poids corporel a été considéré pour une jambe par Fankel et Burstein (1970). Alors donc $\frac{2}{3}$ du poids corporel reste au mi-corps supérieur dont la composante (F) est appliquée sur chaque tête du fémur passant par le contre "O" (Fig. 15A). Cette composante devient:

$$F = \frac{1}{2} \times \frac{2}{3} \times \sin 69° = 0,35\ P$$

qui est équilibrée par une action musculaire (F_1) (Fig.15B). La même force a été évaluée par Koch (1917) à 30 % du poids corporel.

Dans la Fig. 15B, on a l'équation $\vec{F} + \vec{F}_1 = 0$. Par conséquent, la force musculaire (F_1) est égale à 0,35P. Nous trouvons ainsi qu'une composante(F_2) de la force (F) est parallèle à l'axe du fémur évaluée par:

$$F_2 = 0,35\ P \times \sin 69° = 0,33\ P$$

Cette force engendre un moment fléchissant à la tête du fémur.

Nous avons étudié des forces appliquées à l'extrémité proximale dans trois cas. Les résultats sont consignés dans le Tableau 3 .

Dans ce tableau, nous pouvons conclure que la force musculaire et la force de réaction appliquées à l'extrémité proximale du fémur, sont deux intensités aussi importantes.

TABLEAU 3 Résultats des forces appliquées à l'extrémité proximale du fémur

Cas	Force de Réaction	Force Musculaire	Force Parallèle à l'Axe du Fémur
Mouvement d'Abduction	1,10 P	1,20 P	-
en Marche	2,75 P	2,00 P	2,56 P
en Station Debout	0,35 P	0,35 P	0,33 P

Remarque: P représente la pesanteur corporelle

Quant à la contrainte interne, il est bien connu qu'elle est proportionnelle au moment fléchissant qui correspond non seulement à l'intensité de la force appliquée mais aussi au bras de levier du moment fléchissant. D'autre part, nous avons mesuré sur la Fig. 10, que le bras du moment fléchissant à la tête (l_1) était 6 fois plus grand que celui appliqué au grand trochanter (l_2). Nous avons étudié également dans le chapitre III, l'équation (3) $\sigma_x = \frac{M \cdot y}{I_y}$ qui nous a permis de démontrer que la contrainte provoquée par la pesanteur corporelle à la tête du fémur est beaucoup plus importante que celle provoquée par la force musculaire au niveau du grand trochanter, dans le cas que "y" et "I_y" sont comparables au niveau de la tête du fémur et du grand trochanter.

2 FEMUR DU MOUTON

Un schéma de l'extrémité supérieure du fémur du mouton est donné dans la Fig. 16 .

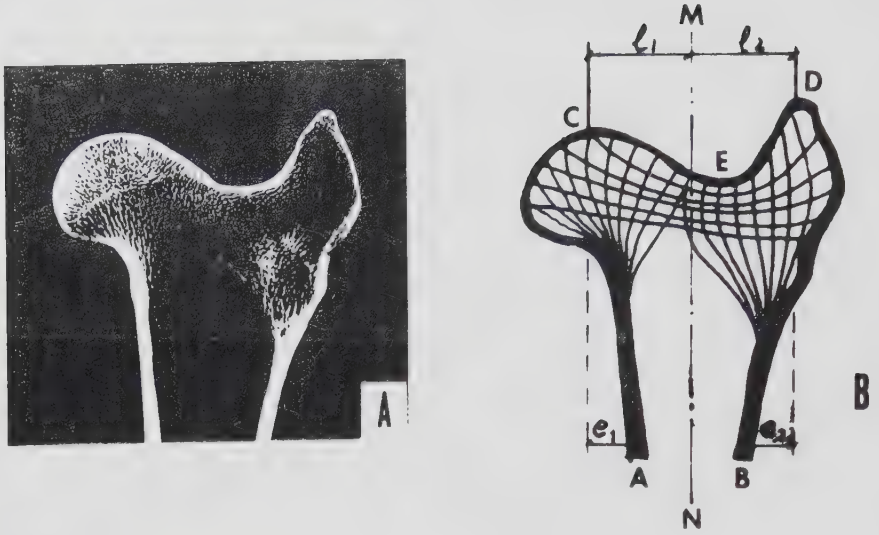


Fig. 16 Coupe frontale de l'extrémité supérieure du fémur du mouton
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

On observe que la forme externe est différente de celle de l'homme. Le rapport $l_1/l_2 = 1$ environ qui est très inférieur à celui de l'homme. Le rapport des excentricités $e_1/e_2 = 1$ environ qui est aussi très inférieur à celui de l'homme.

Les travées osseuses ne montrent pas la forme de trajectoire que dans le fémur humain. Elles se dirigent des deux côtés de l'os compact et montent en s'élargissant en forme beaucoup moins courbe que celles de l'homme. Les travées horizontales s'étendent vers la tête et le grand trochanter. La forme externe de la Fig. 16 peut être considérée comme la construction formée de deux colonnes, la colonne A et la colonne B. Les travées horizontales se relient avec les travées verticales, les premières combinent les deux parties, la tête du fémur et le grand tro-

chanter. Cette forme de construction peut être considéré comme un bâtiment formé de deux colonnes A et B supportant la poutre CD. Le point C, centre appliqué par la force de pesanteur qui est une force de compression, est supportée par la colonne A, d'une part. Le point D, centre appliqué par la force musculaire qui est une force de traction, est supportée par la colonne B, d'autre part. Les forces de compression et de traction appliquées respectivement aux points C et D, engendrent une contrainte de cissaillement au milieu des travées horizontales. On a raison de dire que l'os compact E renforce la résistance à la force de cisaillement.

En raison du rapport e_1/e_2 est plus petit que celui du fémur humain, le moment fléchissant à la tête est inférieur. C'est pourquoi les travées osseuses ne se prolongent pas plus et ne sont pas en forme de trajectoire comme c'est le cas pour le fémur humain.

Quand les formes externes sont différentes, leurs formes des travées osseuses sont différentes. Ces dernières s'adaptent à la forme externe, ce qui a déjà été expliqué par Wolff (1892) dans la loi de transformation osseuse. Mais si l'on étudie plus en détail, on s'aperçoit que le changement de la forme externe de l'os dépend de la physiologie qui impose un changement des forces appliquées, en direction et aussi en intensité. Alors, les vecteurs des contraintes sont donc ceux qui stimulent essentiellement la formation de l'architecture osseuse.

Altmann(1950) et Pritchard (1956) ont supposé que les facteurs mécaniques sont des facteurs essentiels de stimulation à la formation osseuse.

Gardner (1956) a mentionné aussi que tous les os semblent soumis à des influences mécaniques pendant la

période prénatale à cause de la pression de la croissance. De telles influences peuvent être importantes dans l'orientation des travées osseuses.

Sur la base de ces suppositions, de l'analyse mécanique des formes différentes entre le fémur humain et le fémur du mouton, on essaiera de prouver ultérieurement que la contrainte est le facteur essentiel de stimulation de la formation de l'architecture interne de l'os.

Un schéma de l'extrémité proximale du fémur de l'agneau (Fig. 17) nous permet de faire une comparaison entre l'os jeune et l'os adulte.

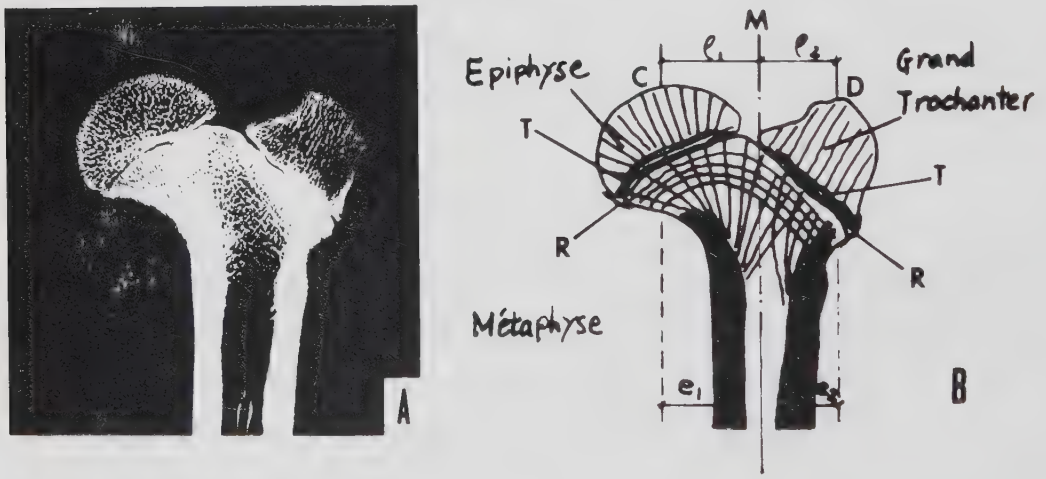


Fig. 17 Extrémité supérieure du fémur de l'agneau
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Dans la Fig. 17, le rapport l_1/l_2 trouvé est de 10/8,5 et le rapport e_1/e_2 est de 3/2. Ces rapports sont inférieurs à ceux obtenus pour le fémur humain, mais supérieurs à ceux du mouton.

L'os étudié était un os jeune. Par conséquent, le cartilage de conjugaison n'était pas encore soudé, et il n'y avait qu'une faible adhérence entre la partie de l'épiphyse et le métaphyse, d'une part, et entre la partie du grand trochanter et le métaphyse, d'autre part.

La force de traction est supportée par cette adhérence et par la résistance du cartilage articulaire (parties R).

A cause de l'adhérence, il existait une contrainte tangentielle aux surfaces de contact, qui stimulait les travées (T) suivant la surface de contact. Mais dans la partie métaphysaire, ces travées tantentielles n'existent pas à cause de la croissance de l'os. Cette constatation est une preuve nouvelle qui nous permet de dire que la force contribue à la formation de l'architecture osseuse. Telle ou telle force stimulera donc telle ou telle forme d'architecture osseuse.

3 FEMUR DU BOEUF

Un schéma du fémur du boeuf est représenté par la Fig. 18 . Le fémur n'était pas encore assez agé car son cartilage de conjugaison n'était pas encore assez soudé.

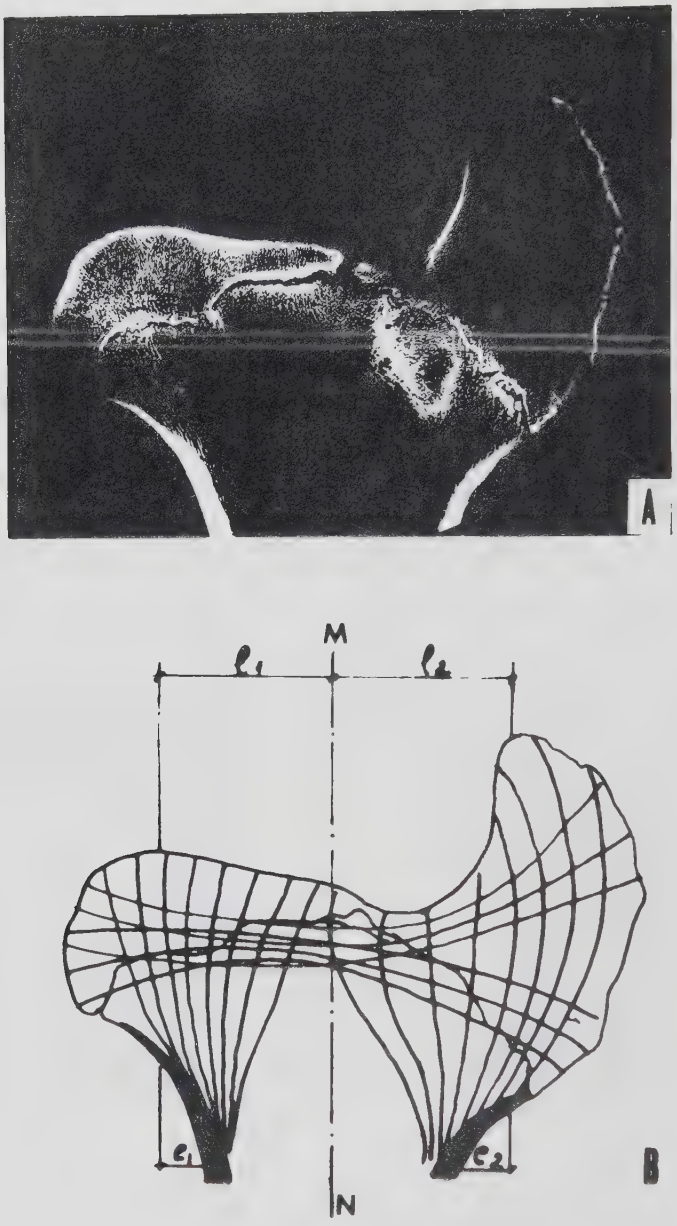


Fig. 18 Coupe frontale de l'extrémité supérieure du fémur du boeuf
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Dans le schéma, le rapport l_1/l_2 et le rap-

port e_1/e_2 nous donnent un chiffre inférieur à 1, c'est-à-dire que la partie de trochanter présente un important bras de lévier du moment fléchissant. Dans la région du grand trochanter, les travées osseuses du fémur bovin sont en forme de la trajectoire plus évidentes que celles du fémur humain dans la même région. Cette figure nous montre des travées horizontales comme celle de mouton (Fig. 16). La forme de ces travées ressemble aux lignes de contrainte observées dans la poutre du type II. Parce que le bras du moment l_1 est trop petit, une force de pesanteur s'exerçait près à l'axe central(MN) du corps de fémur.

Le schéma du fémur du veau est donné par la Fig. 19 suivante:

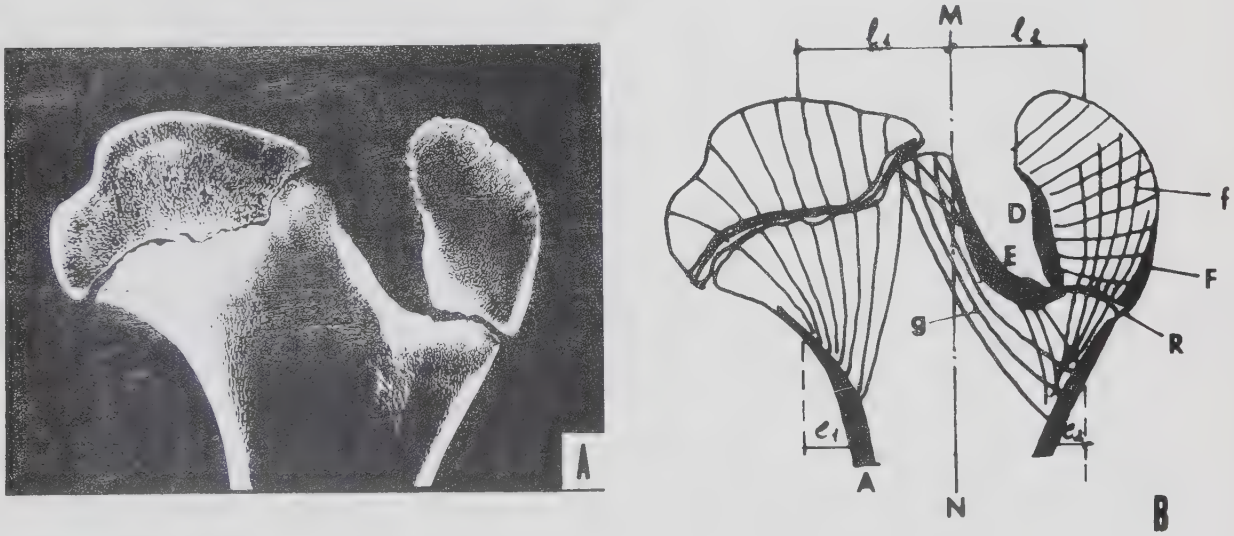


Fig. 19 Coupe frontale de l'extrémité supérieure du fémur du veau
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Son cartilage de conjugaison n'était pas encore

soudé. La partie de l'épiphyse et la partie du grand trochanter n'avaient donc pas encore supporté la force de traction qui est équilibrée par l'adhérence entre la surface de contact de l'épiphyse et la métaphyse, ou bien par la résistance du cartilage articulaire. On a eu la même discussion que pour l'agneau (voir Fig. 17). La Fig. 19 ne montre pas les travées horizontales comme dans la Fig. 18.

Dans la Fig. 19, il y a une région spéciale qui se situe entre l'os compact "E" et "D" composé de tissu-tendon et cartilage (qui ne montre pas dans la radio). En raison de la croissance, il existait une activité vivante dans cette région (en comparant avec l'os adulte de Fig. 18). Les travées horizontales dans le grand trochanter peuvent être provoquées par cette action. Ensuite, la même action était appliquée au milieu des travées "g" qui peuvent être considérés comme une poutre du type II. Ces travées ressemblent à des lignes de contrainte de cette poutre.

Quand la force musculaire du féssier tire de la partie supérieure du grand trochanter, c'est la partie "R" formée de cartilage articulaire qui supporte la force. Donc les contraintes tangentielles sont concentrées dans les régions "F" développant des travées de type "f".

Puisque l'excentricité e_1 est inférieure par rapport au fémur humain, la force statique de pesanteur provoquait naturellement un moment fléchissant plus faible. On ne voit donc pas les travées en forme de trajectoire aussi évidente que dans le fémur humain.

Les travées s'orientent de la partie de l'os compact A vers l'épiphyse, en traversant le cartilage de conjugaison, pour supporter la force statique de pesanteur. Ces travées sont perpendiculaires à la surface de

l'épiphyse.

Dans cette figure, les travées osseuses suivent également les surfaces de contact entre l'épiphyse et la métaphyse ou entre le grand trochanter et la métaphyse à cause également de l'adhérence.

4 FEMUR DU PORC

Le schéma du fémur du porc adulte est représenté dans la Fig. 20 .

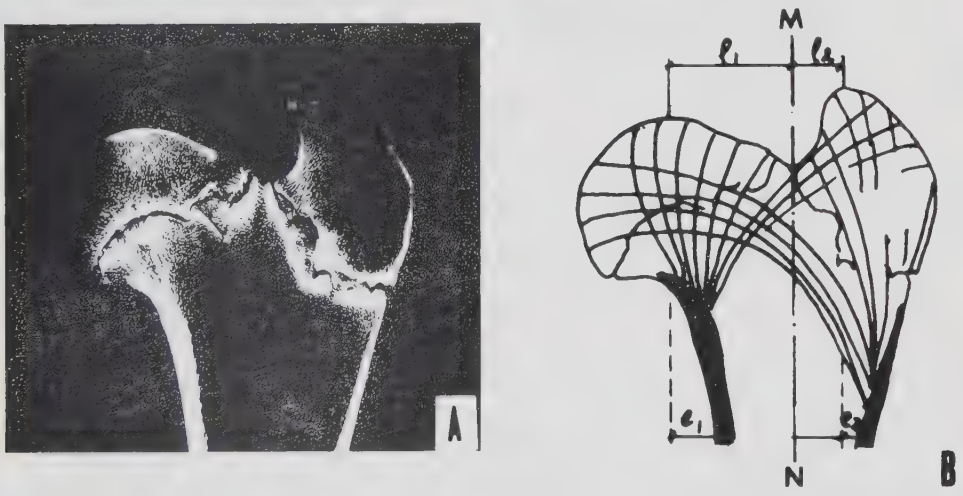


Fig. 20 Coupe frontale de l'extrémité surpérieure du fémur du porc adulte
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Ce fémur n'est pas suffisamment adulte, car son cartilage de conjugaison n'étant pas complètement soudé. Le rapport l_1/l_2 et le rapport e_1/e_2 reste

le plus grand parmi les trois animaux étudiés (mouton, bovin, porc). Naturellement, il est inférieur à celui du fémur humain. Mais la forme de l'architecture osseuse ressemble déjà à celle du fémur humain.

Un schéma d'un fémur de cochon de lait est donné par la Fig. 21:

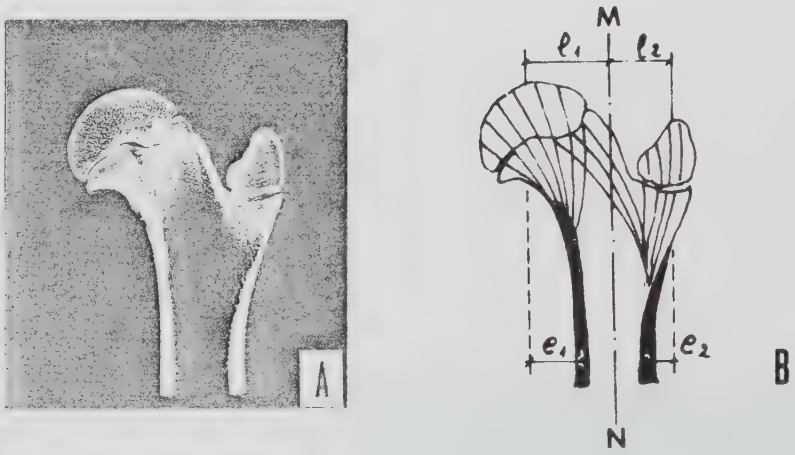


Fig. 21 Coupe frontale de l'extrémité surpérieure du fémur du cochon de lait
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

C'est un fémur du cochon de lait, le cartilage de conjugaison n'étant pas complètement soudé. La forme des travées de l'architecture osseuse ressemble à celle du fémur jeune de l'homme, car leurs formes externes de l'os se ressemblent. Cette forme des travées osseuses ressemble aussi à celle du fémur du porc adulte, sauf dans la partie l'épiphyse et du grand trochanter, ce que nous avons déjà étudié en montrant la différence qui existe lorsque le cartilage de conjugaison est soudé ou non.

C TRAVEES DE L'ARCHITECTURE INTERNE DU CALCANEUM

1 CALCANEUM DU MOUTON

Le schéma du calcanéum du mouton est donné par la Fig. 22:

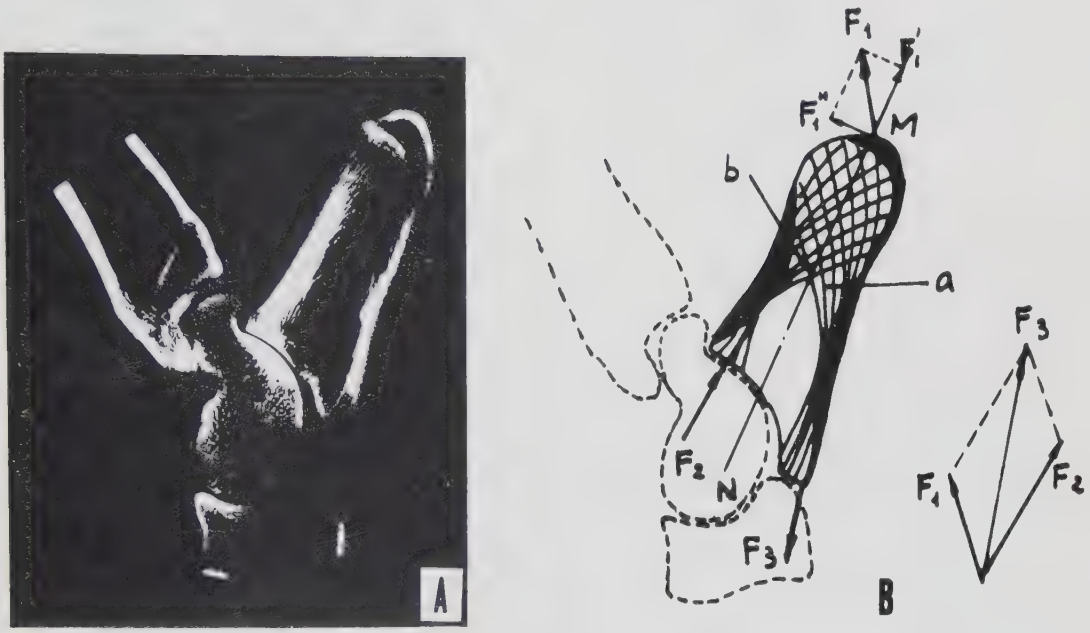


Fig. 22 Coupe sagittale du calcanéum du mouton
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses et parallèlogramme des forces

Le côté "N" du calcanéum se joint à l'astragale avec des ligaments, l'autre côté "M", est tiré par le muscle. F_1 représente une action musculaire; F_2 une réaction qui vient de l'astragale perpendiculairement à la surface de contact du calcanéum; F_3 représente une résistance de ligament à la traction. On obtient les vecteurs équilibrés suivants:

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 = 0$$

Les directions de F_1 et de F_2 ont été déterminées, si leur intensités sont connues, $\vec{F}_3$ est trouvée dans le parallélogramme des forces représentant sa direction et son intensité.

F_1 est decomposée en F_1' et F_1'' où F_1'' est une force perpendiculaire à l'axe central provoquant un moment fléchissant.

Les travées osseuses forment deux types de trajectoire. Le type "a" représente les travées à la traction. Le type "b" représente les travées à la compression. Ces deux types de travées osseuses se croisent en un angle droit; MN est une bissectrice. Cette forme de travées osseuses nous montre une forme semblable à celle des lignes de trajectoire des contraintes de la poutre du type I .

Dans ce cas, les travées osseuses sont stimulées par une action musculaire qui est la seule force provoquant la formation des travées osseuses sans poids statique de pesanteur.

Le schéma du calcanéum de l'agneau est donné par la Fig. 23.

Dans ce schéma, on a la même analyse mécanique que dans le schéma précédent. La force musculaire s'exerce aussi au point "M" du sommet. Puisque le cartilage de conjugaison n'est pas encore soudé, le type de travées à la traction "a" s'étire jusqu'à l'extrémité de la métaphyse. Cependant le type de travées à la compression "b" s'étire en traversent le cartilage de conjugaison jusqu'à l'extrémité de l'épiphyse "S". Quand la force musculaire

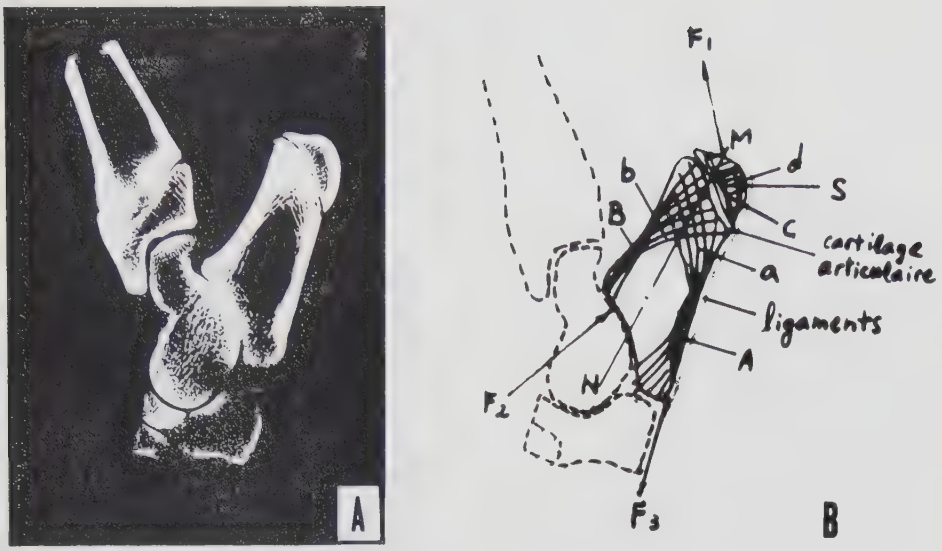


Fig. 23 Coupe sagittale du calcanéum de l'agneau
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

est appliquée au point "M", une force de compression s'exerce à partir du sommet, transmise à la métaphyse suivant les travées "b" . Cette force est supportée par la partie de l'os compact "B". Une force de traction est supportée par le cartilage articulaire (qui relie l'épiphyse et la métaphyse), par les ligaments, également par l'adhérence entre les surfaces de contact au cartilage de conjugaison. Il n'existait donc pas de contrainte de traction dans l'épiphyse "S". C'est pour cette raison que les travées "a" s'étirent jusqu'à l'extrémité de la métaphyse, mais elles ne traversent pas le cartilage de conjugaison, ni l'épiphyse "S". Cependant dans la partie "S", il existe des travées "c" et "d" qui sont stimulées par une force

tangentielle.

Il est intéressant de noter que lorsqu'il n'y a pas de contrainte de traction au milieu de l'épiphyse "S", il n'y a pas non plus de travées osseuses à la traction, mais les travées "c" et "d" qui nous montrent quand même sont stimulées par une force tangentielle. Alors, on peut donc constater encore que telle ou telle force provoque telle ou telle forme de travées osseuses.

2 CALCANEUM BOVIN

Le schéma du calcanéum de boeuf est donné par la Fig. 24:

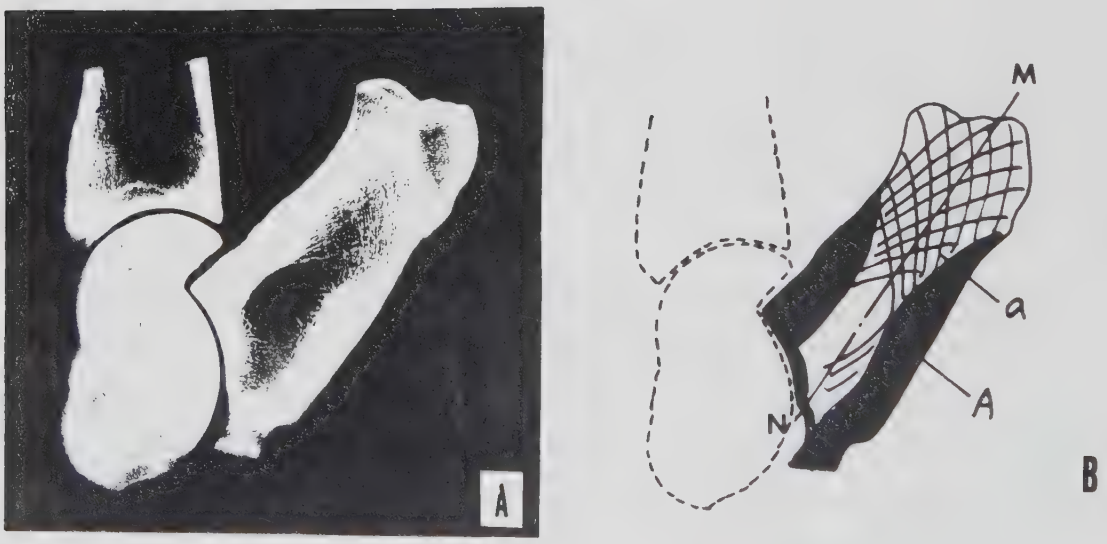


Fig. 24 Coupe sagittale du calcanéum bovin
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

C'est un calcanéum adulte. Les travées osseuses

possèdent la même forme que celles observées chez le mouton (Fig. 22). Les travées à la traction de type "a" sont supportées par la région "A" où les travées sont plus denses.

Pour faire la comparaison, un schéma du calcanéum de veau est donné par la Fig. 25:

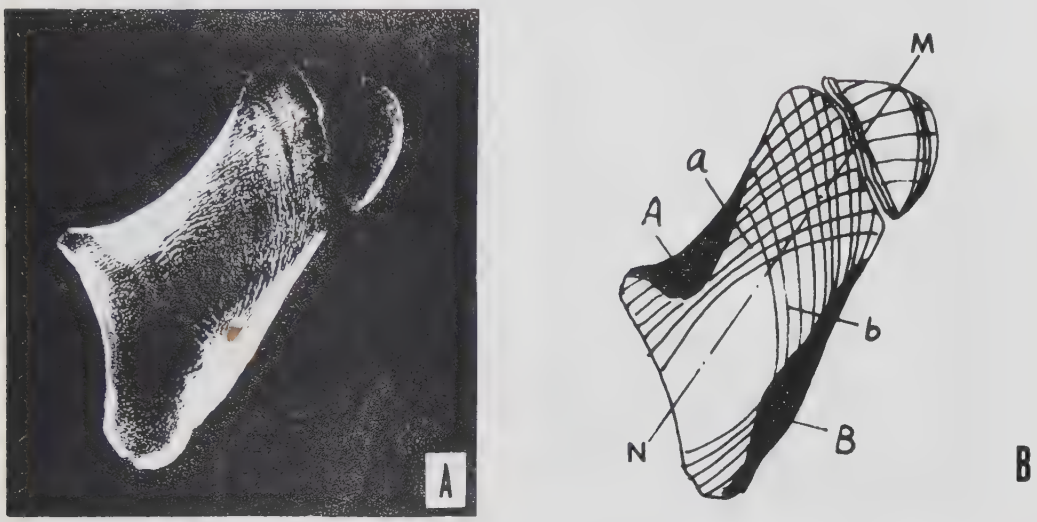


Fig. 25 Coupe sagittale du calcanéum du veau
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Dans cet os jeune, les travées osseuses possèdent la même forme que celles de l'os de l'agneau (Fig. 23). Les deux côtés de l'os compact "A" et "B" sont deux supports, et s'étendent respectivement les deux types de travées osseuses "a" et "b" à la compression et à la traction. Ces travées ressemblent aux lignes de contrainte de poutre de type I .

3 CALCANEUM DU PORC

Le schéma suivant (Fig. 26) représente le calcanéum du porc. C'est un os adulte mais pas dans sa totalité car son cartilage de conjugaison n'est pas encore complètement soudé.

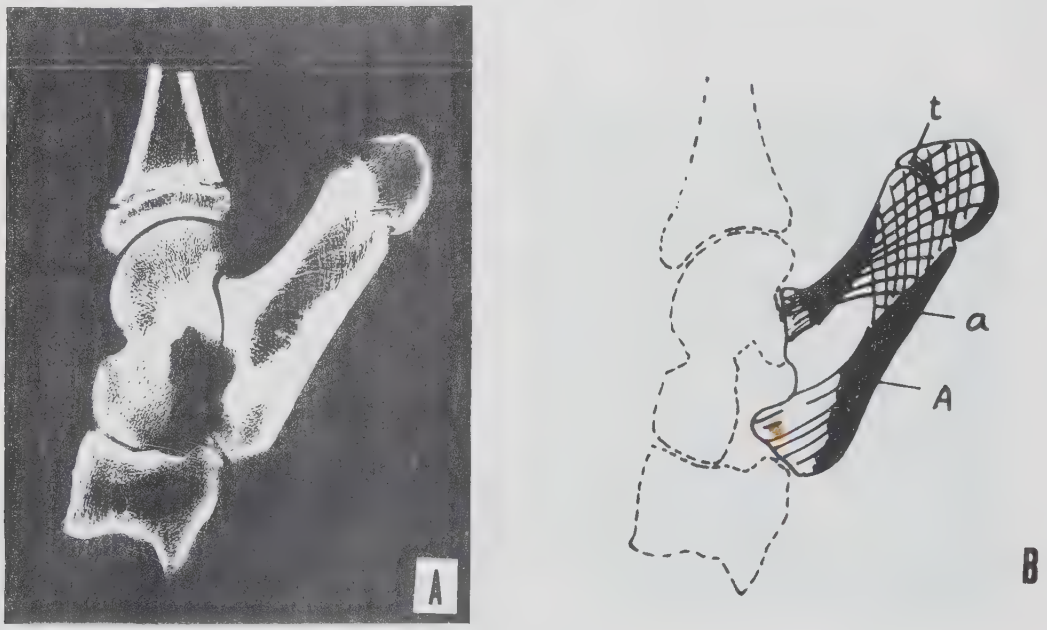


Fig. 26 Coupe sagittale du calcanéum du porc
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Dans ce cas, il existe le type de travées "t" provoquée par la force tangentielle, comme dans l'os jeune. Ceci montre que la forme de la travée osseuse est la même que celle du calcanéum du boeuf dans la Fig. 24. C'est-à-dire que les travées osseuses du type "a" s'étendent de l'os compact "A" jusqu'à l'épiphyse; mais elles ne sont pas très évidentes, car son cartilage de conjugaison n'est pas complètement soudé.

Le schéma du calcanéum du cochon de lait est représenté par la Fig. 27. La forme de travées osseuses ressemble à celle du calcanéum de l'agneau et du veau (Figs. 23 et 25).

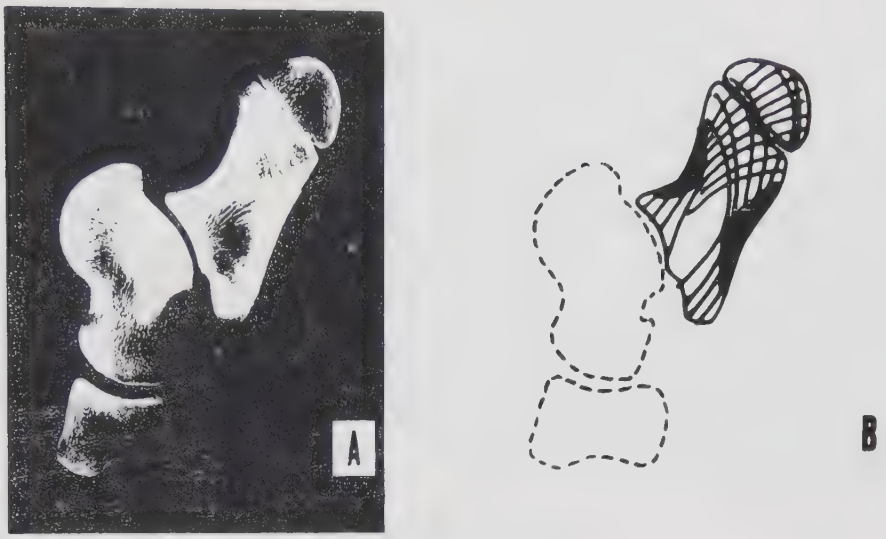


Fig. 27 Coupe sagittale du calcanéum du cochon de lait
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

D DISCUSSION

Nous avons fait la comparaison de la travée osseuse du fémur et du calcanéum entre l'os adulte et l'os jeune. Nous avons observé qu'il existe des différences concernant la forme des travées osseuses, entre ces os, en raison du cartilage de conjugaison qui est plus ou moins soudé. La contrainte de traction n'existe pas au milieu de l'épiphyse du fémur du calcanéum jeune. Par conséquent,

les travées osseuses de "traction" n'ont pas été formées par la contrainte de traction dans l'épiphyse de ces os jeunes. C'est une preuve qui nous permet de mieux comprendre la relation entre la contrainte et la formation des travées osseuses.

La forme externe du fémur de trois sortes des animaux étudiés est différente. Les rapports l_1/l_2 et e_1/e_2 nous permettent de la mesurer. La valeur du moment fléchissant à la tête et au grand trochanter du fémur est reliée directement à ces rapports, d'une part; le changement des forces appliquées à l'extrémité supérieure du fémur correspond à la forme externe, d'autre part. Les différentes distributions des contraintes sont en rapport avec ces deux phénomènes dont dépend également de la formation des travées osseuses.

Le calcanéum dont un côté est relié à l'astragale par des ligaments et l'autre côté est tiré par la force musculaire, est appliqué par des forces analogues, à celles d'une poutre de type I . La forme des travées osseuses ressemble aux lignes de contrainte,dont la forme de la trajectoire est semblable à cette poutre. Ceci nous permet donc d'appliquer parfaitement la théorie de la trajectoire de la travée osseuse.

Il est intéressant de constater que le calcanéum animal est un os appliqué par une seule force qui est l'action musculaire, sans l'action de force statique de la pesanteur. La théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse était appliquée à l'extrémité proximale du fémur humain par plusieurs auteurs. Mais cette extrémité n'est pas seulement appliquée par la force musculaire mais aussi par la force statique de la pesanteur. C'est pour cela que l'argument de l'action, que ce soit en compression ou en traction avait été retenu. Nous avons

trouvé maintenant la forme des travées osseuses de calcanéums animaux, ce qui nous permet de comprendre et de développer la théorie de la trajectoire des travées osseuses, et ultérieurement de montrer que la contrainte est le facteur le plus important dans la formation de l'architecture osseuse.

Evans (1957) a mentionné que le rôle de l'action musculaire n'était pas évident dans le processus de la formation de l'architecture osseuse pour l'extrémité proximale du fémur. Mais nous avons maintenant prouvé que les travées osseuses prennent la forme de la trajectoire, elle-même stimulée par une seule force musculaire dans le calcanéum d'animal. La contrainte qui est provoquée soit par la force musculaire soit par l'action de force de la pesanteur ou les deux à la fois est le facteur le plus important dans la formation de l'architecture osseuse.

Les trois sortes de calcanéum animal possèdent des formes externes semblables, et supportent des contraintes semblables; malgré leur différence de taille, la forme de la travée osseuse est la même dans les trois cas.

E CONCLUSION

1 Les calcanéums d'animal sont appliquées par une seule force, celle de l'action musculaire. Les travées osseuse nous montrent d'une façon évidente la forme de la trajectoire. Ceci est une preuve nouvelle qui nous permet de développer la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse.

2 Une étude comparative entre l'os adulte et

l'os jeune du fémur et du calcanéum nous a permis de démontrer que leurs travées osseuses sont différentes. Nous avons ainsi pu prouver que la contrainte est le facteur le plus important dans la formation de l'architecture osseuse.

3 Une sorte de travée osseuse a été trouvée: elle se situe très près de la surface de l'os et est formée par la force tangentielle.

4 Telle ou telle forme de l'architecture osseuse dépend de telle ou telle force.

5 La forme des travées osseuses du fémur dépend de la forme externe dont les rapports sont les suivants: l_1/l_2 et e_1/e_2 .

V ETUDES SUR LES RELATIONS QUI EXISTENT ENTRE LES TRAVEES OSSEUSES ET LES OS DE L'ARTICULATION (DEUX OS)

A INTRODUCTION

Nous avons étudié dans le chapitre précédent l'architecture osseuse et nous avons fait l'analyse de la relation qui existe entre la formation et les forces appliquées à un seule os . Dans ce nouveau chapitre nous allons étudier la relation qui existe lorsque l'articulation est formée par deux os.

Les articulations du membre inférieur humain et les articulations des membres postérieurs d'animal sont soumises à la force de la pesanteur ou à une partie de la pesanteur. Les mouvements principaux des articulations se trouvent effectivement sur le plan sagittal. Sur le plan frontal, il y a seulement des mouvements limités. Par exemple: l'adduction et l'abduction de la hanche humaine.

Nous allons étudier les travées osseuses sur deux plans: le plan sagittal et le plan frontal. Ceci nous permettra de comprendre la relation qui existe entre la forme des travées osseuses et le mouvement de l'articulation.

Meyer (1867) a observé que les travées osseuses sont perpendiculaires à la surface de l'os. Mais nous n'avons trouvé que des travées osseuses qui sont perpendiculaires aux points des surfaces de contact en compression.

Il explique aussi que les travées osseuses dépendent totalement des lois mécaniques.

B ARTICULATION DE LA HANCHE CHEZ L'HOMME

Une coupe frontale de l'articulation de la hanche est montrée dans la Fig. 28:

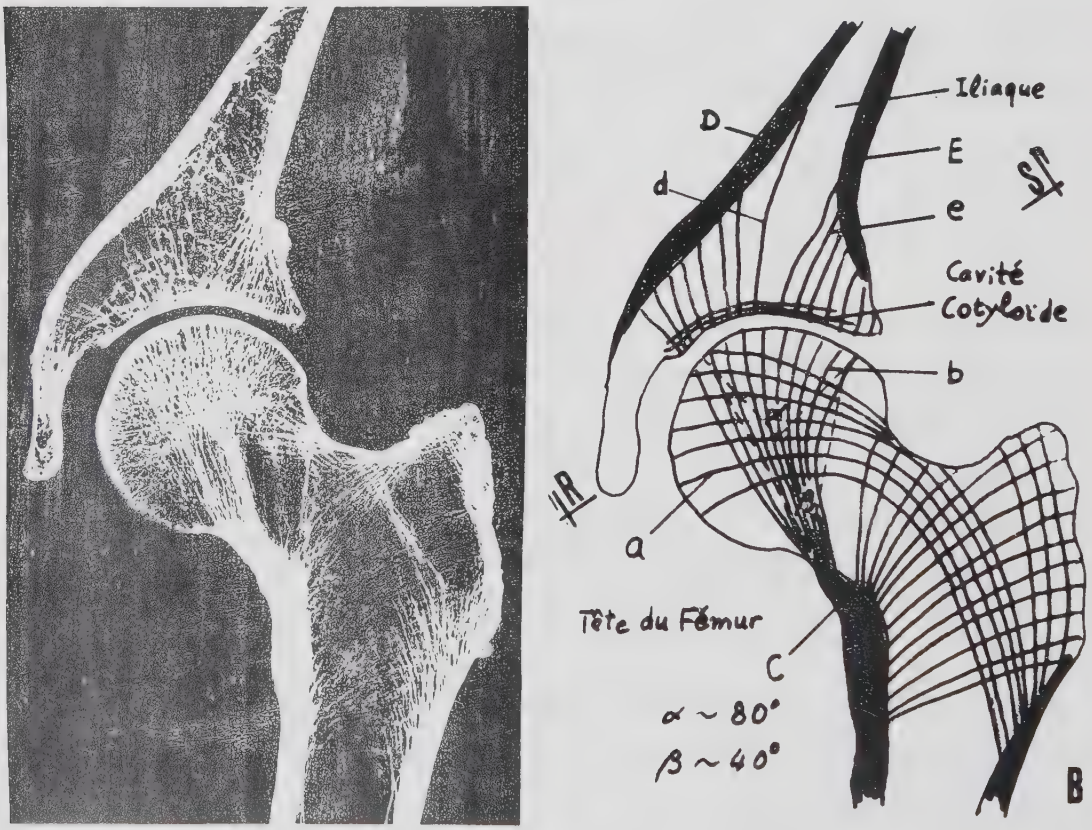


Fig. 28 Coupe frontale de l'articulation de la hanche
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

La Fig. 28 représente la position de l'articu-

lation de la hanche en station debout. Pour le mouvement de latéralité de l'articulation de la hanche, Bouchet et Cuilleret (1970) ont mesuré que l'abduction était égale à 60° et l'adduction à 30°. Pour Oliver (1970), cette abduction est égale à 45° et l'adduction à 20°.

Les travées osseuses de type "b" s'étirent de la partie de l'os compact "C" à la surface du cartilage articulaire qui est en contact avec la cavité cotyloide de l'os iliaque où les deux types de travées "d" et "e" continuent respectivement à s'étirer jusqu'aux deux régions "D" et "E" de l'os compact. Par contre les travées de type "a" s'arrêtent à la limite de la tête du fémur.

La force de compression est toujours perpendiculaire au plan tangentiel du point de contact. Les travées osseuses de type "b" et même les travées "d" et "e" de l'os iliaque qui sont des travées osseuses à la compression sont perpendiculaires à la surface de contact. Mais ce phénomène n'est pas trouvé pour les travées osseuses de type "a" qui sont les travées osseuses à la traction. Cette articulation peut être considérée comme la rotule. La force de compression s'exerce perpendiculairement au plan tangentiel au point de contact de deux surfaces.

Les travées osseuses de type "b" forment certains degrés de l'amplitude $\beta = 40°$, et $\alpha = 2\beta = 80°$ qui satisfont au mouvement de latéralité de l'articulation de la hanche. Nous avons observé que l'angle α est très proche de la totalité du mouvement de l'abduction et de l'adduction. Avec cette structure de la travée osseuse, une partie de la pesanteur est transmise de l'os iliaque à l'os compact "C" du fémur.

Une coupe de la Fig. 28 au plan RS est montrée dans la Fig. 29 .

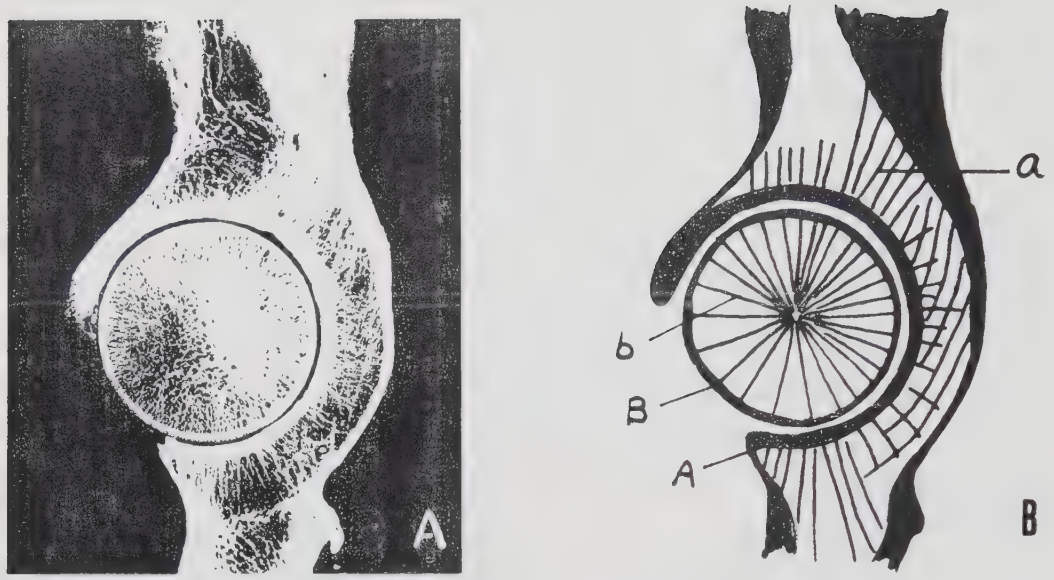


Fig. 29 Coupe du plan RS dans la Fig. 28
A - Radiographie
B - Schema des travées osseuses

La hanche est une articulation particulièrement mobile. Les mouvements peuvent se faire dans tous les plans de l'espace et revêtent une variété infinie (Bouchet et Cuilleret, 1970). Ces actions stimulent les travées tangentielles à la surface de contact et forment les régions rondes "A" et "B" de l'os compact.

Les travées osseuses verticales de type "a" transmettent une partie de la pesanteur vers la tête du fémur. Les travées osseuses inférieures de type "a" transmettent également une autre partie de la pesanteur vers la symphyse pubienne.

Puisque les mouvements se réalisent dans tous les plans de l'espace. La force s'exerce perpendiculaire-

ment aux surfaces de contact, ce qui est un facteur essentiel dans la formation des travées osseuses . Ces travées rayonnent à partir du centre de cercle en formant la tête fémorale. Elles s'étendent dans l'os iliaque,et supportent également une partie de la pesanteur transmise par les travées osseuses de type "a".

C ARTICULATION DU GENOU

1 CHEZ L'HOMME

a. Etudes anatomiques

Les caractéristiques principales de l'anatomie du genou sont les suivantes (Olivier, 1970):

C'est l'articulation la plus volumineuse. Son volume laisse prévoir que ce sera une articulation puissante, fait rendu nécessaire par sa fonction statique: elle supporte le poids du corps.

C'est une articulation qui est enfouie sous la grose masse musculaire comme la hanche. Il en résulte que, pour assurer la solidité nécessaire à la statique, le genou aura des ligaments très puissants.

Le ligament latéral se dirige en bas et en arrière tandis que le ligament médial se dirige en bas et en avant. Cet entrecroisement dans l'espace renforce la solidité de l'articulation et empêche les mouvements de latéralité. Les ligaments qui limitent les mouvements antéro-postérieurs sont le croisé antérieur et le croisé postérieur.

Les ménisque du genou jouent un rôle mécanique conformément aux lois de la lubrification appliquées aux articulations.

b. Coupe frontale de l'articulation du genou

Une coupe frontale de l'articulation du genou droit est donnée par la Fig. 30:

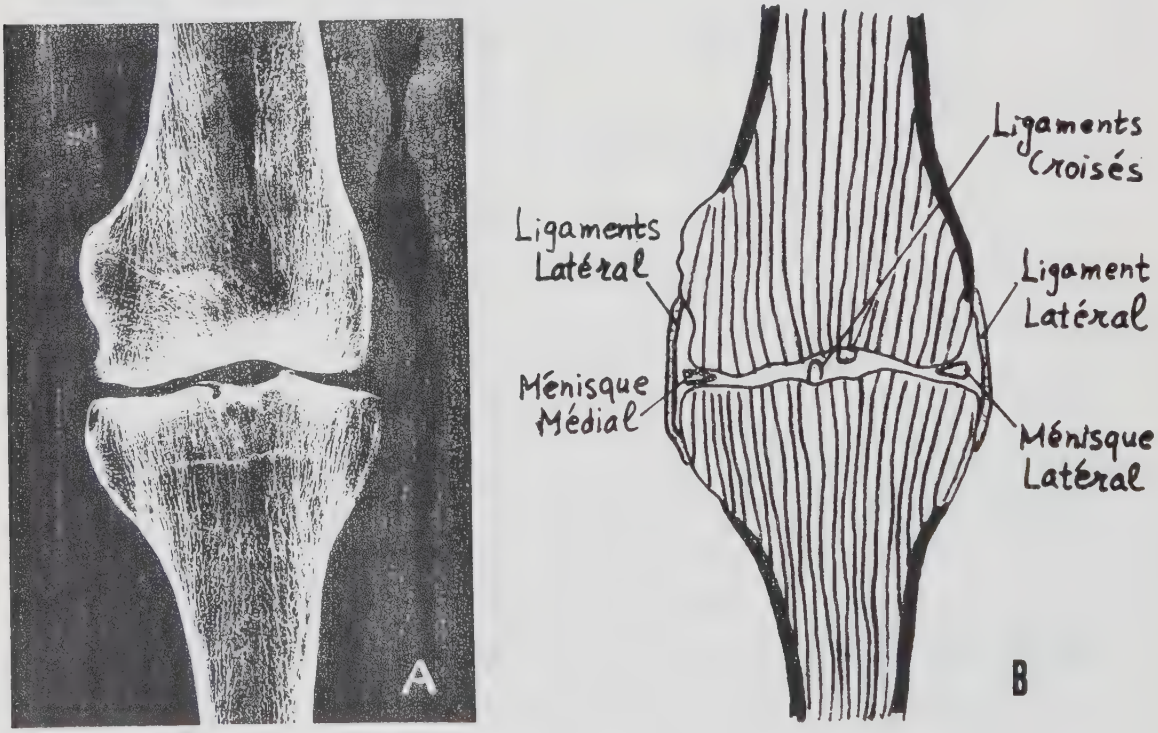


Fig. 30 Coupe frontale de l'articulation du genou
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Les descriptions anatomiques nous montrent qu'il n'existe pas de mouvement latéral dans l'articula-

tion du genou. Les forces appliquées sont presque toujours parallèles au plan sagittal, sur lequel s'orientent les mouvements.

Dans la Fig. 30, nous pouvons voir que les travées de l'architecture osseuse sont principalement parallèles au plan sagittal et sont perpendiculaires à la surface du condyle, dans le fémur et également dans le tibia. Ces surfaces du condyle ne sont pas des surfaces planes, où les condyles latéraux et médiaux du fémur ont une concavité dirigée vers le bas. Au contraire du tibia elles sont convexes. On a trouvé que toutes les travées osseuses du fémur et du tibia sont perpendiculaires plan tangentiel aux surfaces de contact et passant le point de contact. Ce type de travée de l'architecture osseuse se transmet et supporte la force de pesanteur qui vient de mi-corps supérieur.

c. Coupe sagittale de l'articulation du genou

Une coupe sagittale du milieu du genou gauche est représentée ci-après (Fig. 31).

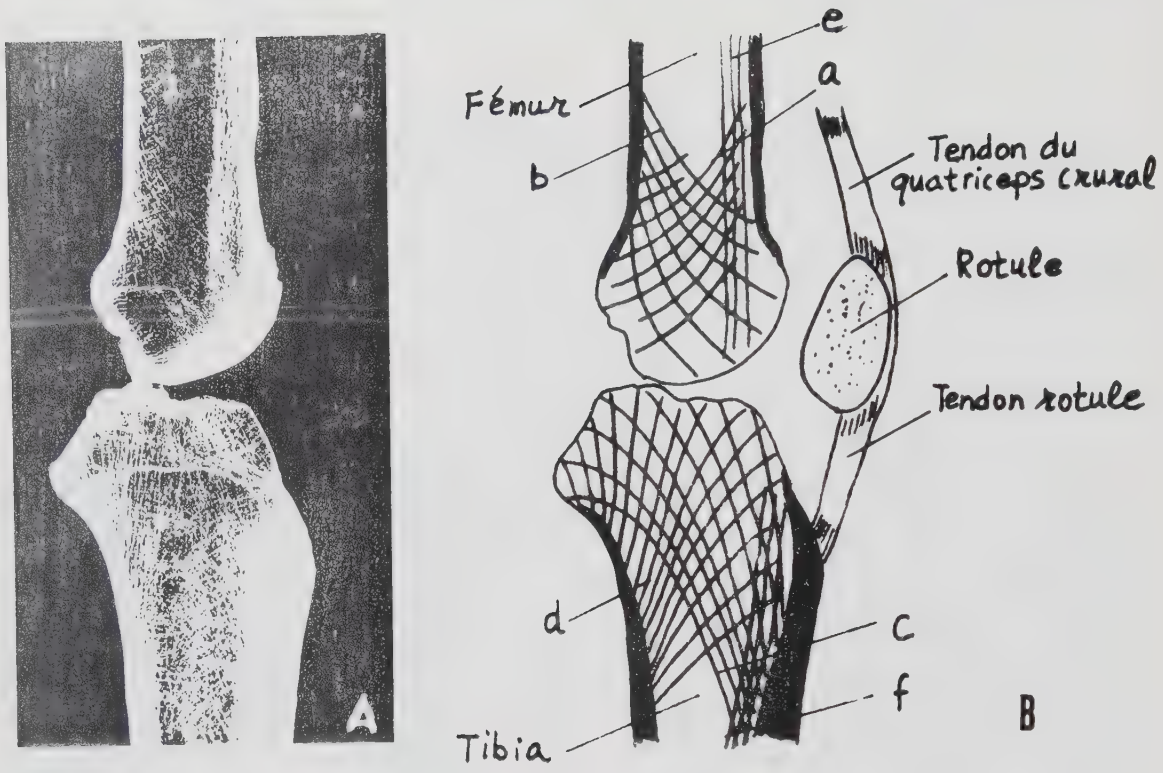


Fig. 31 Coupe sagittale au milieu du genou gauche
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Les travées de l'architecture osseuse du fémur et du tibia s'étirent en forme de trajectoire à partir de deux côtés de l'os compact qui supportent les forces de compression. La forme de ces travées peut s'expliquer par le mouvement de l'articulation du genou. Les mouvements du genou se font toujours sur le plan sagittal. Quand le mouvement se fait vers l'arrière, le point de contact principal du fémur se déplace vers l'arrière, les travées de type "a"du fémur et les travées de type "d" du tibia supportent la force de compression; cependant les travées de

type "c" supportent la force de traction. Quand ce mouvement continue jusqu'à la flexion extrême dans la position accroupie (Fig. 32), dans le fémur, les travées "a" supportent une traction et les travées "b" supportent une compression à cause de la flexion extême; dans le tibia, les travées "d" supportent une compression et les travées "c"sont en traction.

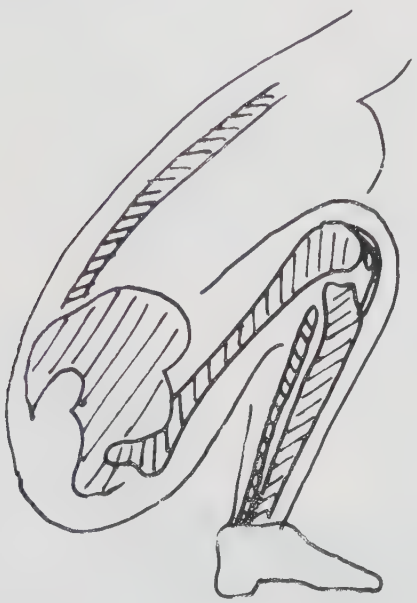


Fig. 32 Position accroupie

A ce moment là, le tendon du quadriceps crural et le tendon rotulien sont extrêmement étirés par la flexion. Cette action joue un rôle important dans la formation des travées de type "e" et de type "f" qui sont appliquées par une force de traction - une force tangentielle suivant la partie antérieure du fémur et du tibia provoquée par la flexion. C'est pourquoi on comprend mieux que les travées rectilignes sont disposées plus serrées vers l'avant mais non vers l'arrière.

2 CHEZ L'ANIMAL

Une coupe frontale de l'extrémité inférieure du fémur du cochon de lait est représentée dans la Fig. 33. Une coupe sagittale du même type d'os est donnée dans la Fig. 34. La Fig. 35 représente une coupe sagittale du genou de l'agneau de lait. Tous les os étudiés concernaient des animaux jeunes qui ont des formes de travées osseuses semblables à celles de l'homme, sauf pour les travées osseuses de l'épiphyse du fémur dont la forme courbe n'est pas évidente dans la coupe sagittale (Fig. 34) (il peut s'expliquer en raison de l'os jeune), mais elles montrent quand même la forme linéaire dans la coupe frontale (Fig. 33). Ceci est en accord complet avec la direction des forces appliquées.

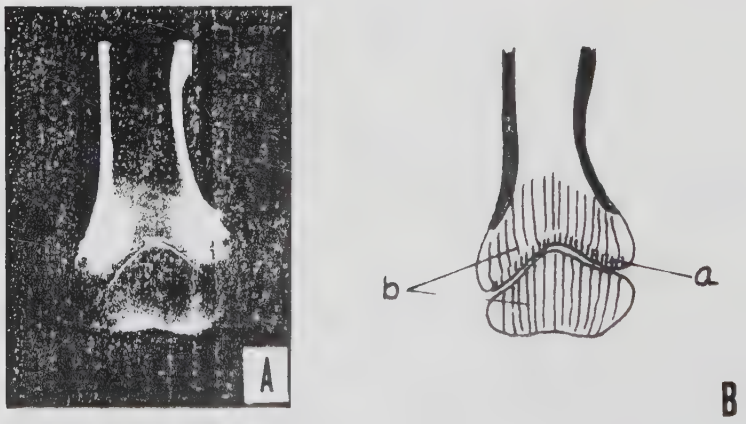


Fig. 33 Coupe frontale de l'extrémité inférieure de fémur du cochon du lait
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

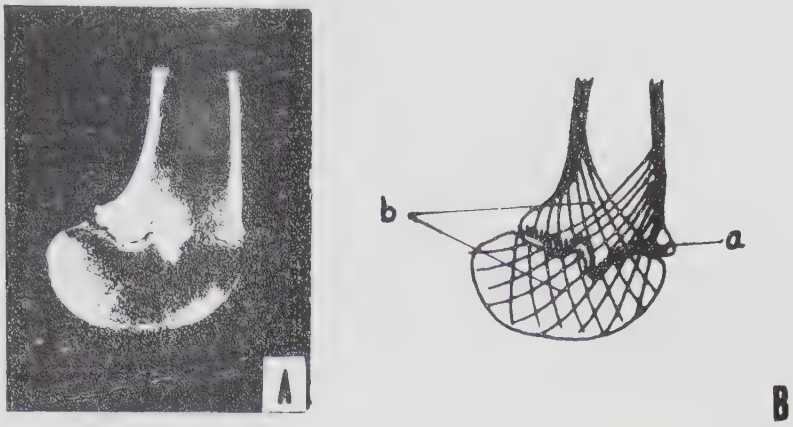


Fig. 34 Coupe sagittale de l'extrémité inférieure du fémur du cochon de lait
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

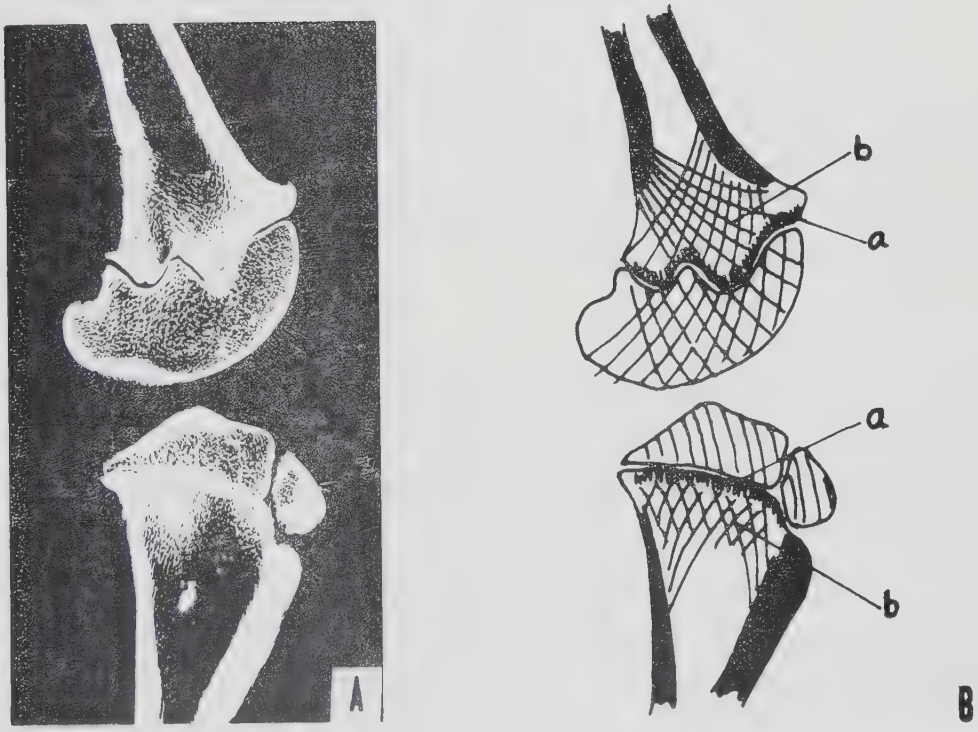


Fig. 35 Coupe sagitalle du genou de l'agneau de lait
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Le type de travées "a" dans les figures 33, 34 et 35 a été appelé "l'os spongieux primitif" par Sisson (1956). Ces travées nous montrent la forme rectiligne parallèles à l'axe longitudinale de l'os long qui est le sens de croissance de l'os.

Ce problème a été étudié en physiologie par Sisson (1956): Les mitoses des cellules cartilagineuses sont trouvées uniquement au niveau du cartilage de conjugaison séparés de la surface de vascularisation. Les cellules en voie de maturation sont déplacées par la prolifération continue des cellules des cette région; et leur progression tout au long des colonnes du cartilage, et associe avec une importante augmentation de la taille et de l'amincissement de la matrice intercellulaire du cartilage, pour former de minces septum.

Cette croissance crée une très grande force. Une étude a été faite en vue de déterminer la force exercée lors de la croissance de l'os dans la région du cartilage, et une série d'expérience réalisées sur des veaux a permis d'obtenir des progrés notables en trois ans (Strobino et coll., 1952).

Ces auteurs ont découvert qu'une force de compression très forte s'est développée sous un clou placé dans l'épiphyse et sous celui qui se trouve au milieu du corps du tibia (diaphyse). Ils ont remarqué que malgré une grands force (400 livres), le tibia grandit à une même vitesse. La pression y est de 33,3 kg/cm^2 pour les zones situées entre le clou et l'épiphyse et une pression d'environ 175 kg/cm^2 pour la corticale.

Un autre essai également sur les veaux (Blount et coll., 1952) a montré qu'une force de traction de 900 livres a brisé une agrafe en acier qui agrafait perpendicu-

lairement au cartilage de conjugaison.

En comparant la force de croissance avec la force musculaire, nous croyons que la force de croissance est plus grande que la force musculaire ou que la partie de la pesanteur appliquée à l'os. Pour cette raison, on peut comprendre pourquoi les travées osseuses de type "a" montrent la forme rectiligne qui sont différentes que les travées osseuses de type "b" dans les figures 33, 34 et 35.

E DISCUSSION ET CONCLUSION

En ce qui concerne les articulations de l'os humain ou animal, dans les mouvements entre deux os, la force de compression se transmet d'un os à l'autre, et l'on a trouvé également que les travées osseuses à la compression sont perpendiculaires à un plan tangentiel au point de contact de deux surfaces. Ce phénomène s'adapte complètement aux lois mécaniques.

Lorsqu'il y a flexion à l'articulation du genou humain, la force tangentielle provoque un tel type de travées osseuses dans la région antérieure du fémur et du tibia au genou.

L'amplitude du mouvement à l'articulation de la hanche et genou dépend de l'angle formé par les travées qui se trouvent aux extrémités.

Ces trois phénomènes nous montrent aussi que la stimulation mécanique est un facteur important dans la formation de l'architecture osseuse.

La force de croissance de l'os est plus importante que la force musculaire et même que la force statique de pesanteur. Donc, les travées de l'os spongieux primitif ne sont pas influencées par l'action musculaire ni même par la pesanteur qui disposent des travées rectilignes parallèles à l'axe longitudinal de l'os.

VI ANALYSE MECANIQUE DE L'ARCHITECTURE OSSEUSE DE L'ARTICULATION DU PIED (MULTIPLES OS)

A INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, nous avons étudié l'articulation de la hanche, du genou humain et aussi du genou d'animal qui sont des articulation composées par deux os. Nous allons étudier maintenant l'articulation du pied qui se compose de plusieurs os courts situés autour d'un os central: l'astragale. Donc le problème mécanique devient alors un peu plus complexe.

L'os court est constitué par la partie la plus volumineuse de l'os spongieux où les travées osseuses sont très visibles. On peut trouver des relations entre l'architecture osseuse et la mécanique et également des relations entre les différentes travées de l'architecture osseuse de deux ou trois os.

Le pied humain a la forme d'une arche et comme il existe différents types de formes d'arche, il en résulte autant de problèmes pathologiques qui sont également des problèmes mécaniques. Dans ce chapitre, nous allons simplement étudier la forme des travées osseuses du pied humain.

L'analyse mécanique est représentée par un système de mouvements, provoqués par l'action musculaire, de l'articulation du pied d'animal. Si l'on compare ce

système avec celui de l'architecture osseuse, on peut observer que l'action de la force musculaire est un facteur important de stimulation dans la formation de la travée osseuse.

B CHEZ L'ANIMAL

1 ETUDES DE L'ANATOMIE DU MOUTON

L'articulation du tibio-tarsienne du mouton est représentée dans la Fig. 36 dans le cas d'une station debout. Cette articulation "A" sera montrée plus précise dans les figures 37 et 39.

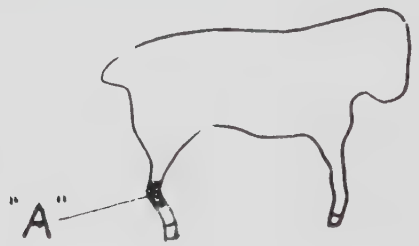


Fig. 36 Partie "A" représente l'articulation de tibio-tarsienne du pied postérieur du mouton

C'est une articulation composée d'un os central du nom de l'astragale (talus) autour duquel on trouve au-dessus la partie inférieure du tibia, en arrière le calcanéum, au-dessous la quatrième tarsienne (scapho-cuboide) et la troisième tarsienne (grand cunéiforme) et encore plus

au-dessous, ce sont deuxième et première tarsienne (métatarse) (May, 1964).

Quand on fait la dissection du pied du mouton, on constate que les ligaments principaux de l'articulation se situent dans les parties postérieure et antérieure de l'articulation, sauf un petit ligament qui se trouve dans la partie médiane de l'os. Ces ligaments jouent un rôle important dans le mouvement de l'animal en marche. L'action des ligaments se fait toujours parallèle au plan sagittal du mouvement de l'articulation (Fig. 37).

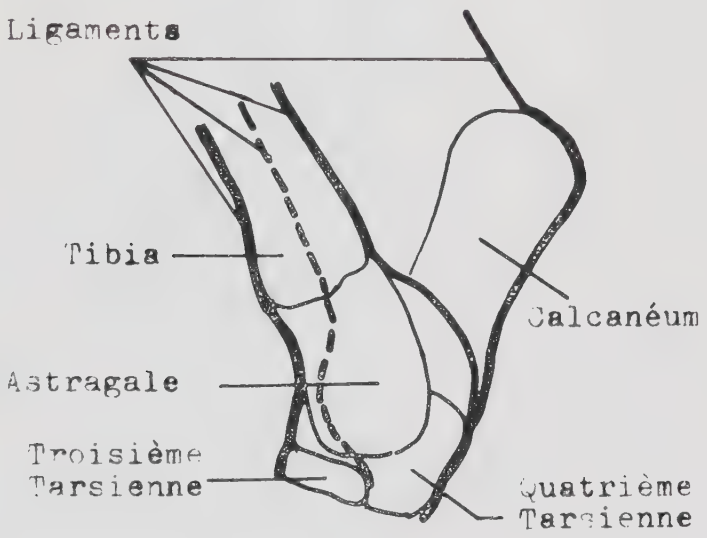


Fig. 37 Schéma de l'articulation de tibio-tarsienne du pied postérieur du mouton

Quand l'animal est en marche, le muscle peronaeus tertius et le muscle gastrocnémien se contractent et se décontractent respectivement d'une manière simultanée et répétitive. Par conséquent, les tendons et les ligaments

sont tirés par ces muscles (Fig. 38).

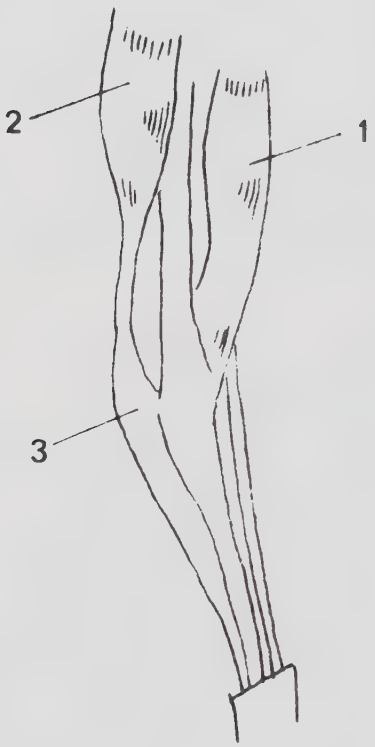


Fig. 38 Les muscles principaux de l'articulation du pied postérieur du mouton

1 - Muscle peronaeus tertius
2 - Muscle gastrocnémien
3 - Calcanéum

Puisque nous étudions aussi le pied du boeuf, nous pouvons compléter notre étude par une coupe du tarse et un schéma des muscles de la jambe et du pied du boeuf: (Fig. 39 et 40):

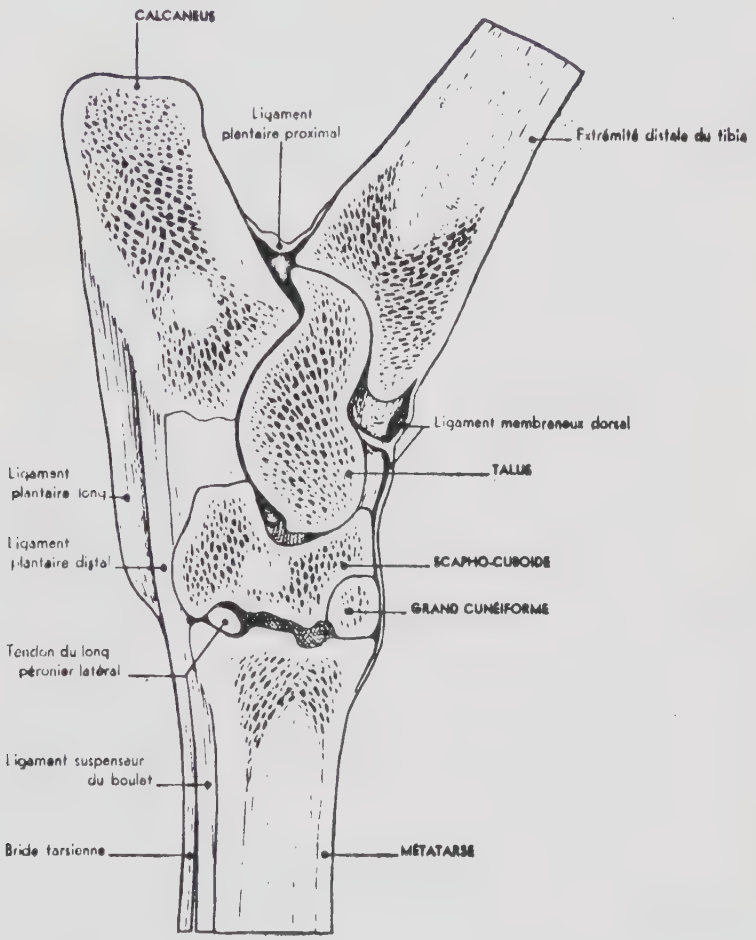


Fig. 39 Coupe sagittale du tarse du boeuf (d'après Barone, 1966)

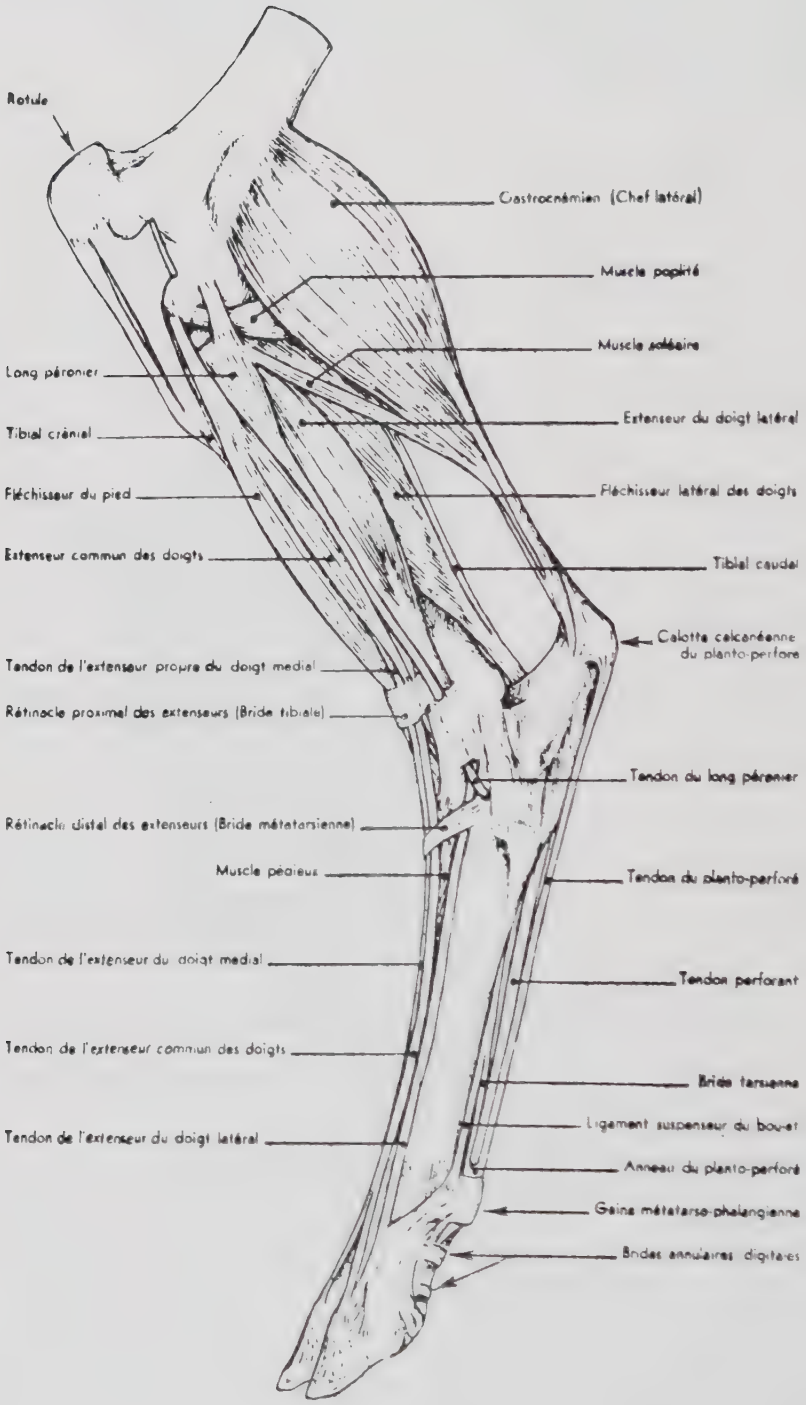


Fig. 40 Schéma des muscles de la jambe et du pied du boeuf (d'après Barone, 1966)

2 FORCE MUSCULAIRE APPLIQUEE AU CALCANEUM

Quand l'animal est en station debout ou en marche, l'action musculaire, une partie de la pesanteur et le frottement entre le pied et le sol forment un système équilibré des forces.

Le moment de la force musculaire engendré par le muscle gastrocnémien au centre articulaire de l'extrémité du calcanéum ($M_1 = F_1 \times AC'$) doit équilibrer le moment engendré par la reaction de la partie de pesanteur (P_1) au point d'appui B ($M_2 = P_1 \times BB'$). Nous avons: $M_1 = M_2$.

Par conséquent, la force musculaire devra avoir une valeur de:

$$F_1 = \frac{P_1 \times BB'}{AC'}$$

afin de maintenir le corps en équilibre sur la pointe des pieds (Fig. 41).

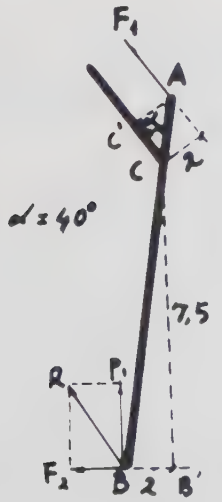


Fig. 41

Schéma de forces appliquées au pied du mouton

Quand l'animal est en marche, il existe une action appliquée au sol. Par conséquent il se crée au niveau du pied une réaction de même intensité. Cette réaction est donnée par la formule:

$$R^2 = P_1^2 + F_2^2$$

où F_2 représente la force dynamique qui est égale à l'intensité de force de frottement entre le pied et le sol en sens opposé. Le moment de force dynamique est donné par la formule suivante:

$$M_3 = F_2 \times CB'$$

Un système équilibré des moments aux points C est représenté par l'equation suivante:

$$\vec{M}_1 + \vec{M}_2 + \vec{M}_3 = 0$$

On trouve que la force musculaire a une valeur de:

$$F_1 = \frac{P_1 \times BB' + F_2 \times CB'}{AC'}$$

Dans la Fig. 41, où AC' = 2, et CB' = 7,5 qui sont mesurées en même unité de la Fig. 40. La force dynamique est égale à la force de frottement. On a l'équation suivante:

$$F_2 = f = \gamma \cdot P_1$$

où f, la force de frottement; γ , le coefficent de frottement est égale à 0,3 - 0,4 pour le bois sur cuir (Robert, 1967), et on le suppose de 0,35 dans notre cas. La force musculaire F_1 est donc égale à 2,32 P_1 d'après l'équation précédente. Si P_1 , une partie de pesanteur est considéré comme une moitié de pesanteur, nous obtenons F_1 = 1,16 P .

Quand l'intensité de F_1 dépasse 2,32 P_1 , cela signifie que l'animal se meut , c'est-à-dire qu'il commence à marcher.

Pour un animal en marche dès que F_2 dépasse 0,35 P_1 , l'animal subit une accélération, c'est-à-dire qu'il commence à courir.

3 CALCULS MECANIQUES COMPARES AVEC L'ARCHITECTURE OSSEUSE

Une coupe sagittale de l'articulation du pied du mouton est donnée dans la Fig. 42 .

Lorsque la force musculaire de traction ($\vec{e}$) s'exerce au point "E", une action de compression ($\vec{d}$) est subit au point "D" par le ligament. Simultanément, une réaction ($\vec{b}'$) venant de l'astragale applique sur "B" . Dans un os isolé comme le calcanému, le système des forces équilibrés forme un parallèlogramme qui est provoqué seulement par la force musculaire. On a l'équation suivante:

$$\vec{b}' + \vec{d} + \vec{e} = 0$$

où $\vec{e}$, force musculaire déjà démontrée dans un chapitre précédent. Les directions de $\vec{b}'$ et $\vec{d}$ sont connues, orthogonales respectivement à la surface de contact aux points B et D. Leurs intensités peuvent donc obtenues par la méthode du parallélogramme des forces.

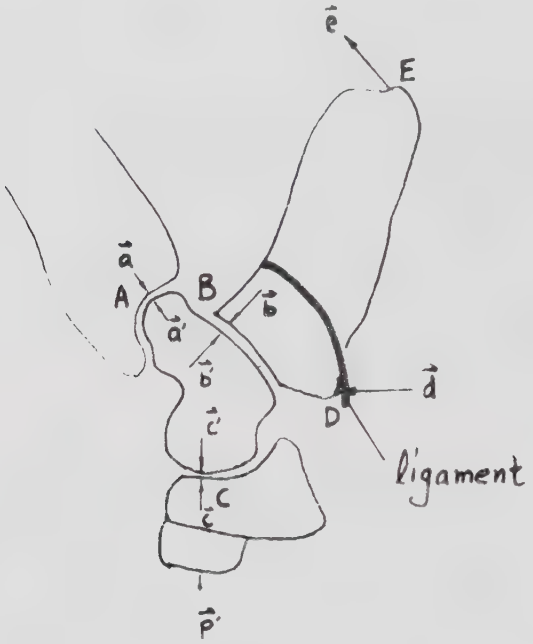


Fig. 42 Schéma de l'analyse mécanique au plan sagittale de l'articulation du pied du mouton

Dans l'astragale, on a l'équation suivante:

$$\vec{a} + \vec{b} + \vec{c} = 0$$

où $\vec{b} = \vec{b}'$, et $\vec{c} = \vec{P}'$ sont connues, $\vec{P}'$ est une partie de pesanteur animal. On peut donc trouver $\vec{a}$.

Les travées osseuses d'une coupe sagittale du pied du mouton sont représentées dans la Fig. 43 . L'extrémité inférieure du tibia touche la partie supérieure de l'astragale, qui est en mouvement, et tourne d'un angle α . Pour le calcanéum et le scapho-cuboide, les angles de mouvement sont respectivement β et γ . On a mesuré les angles pour des mouvement maximum sur des échantillons frais et entiers. Des amplitudes des mouvements ont été déterminées: $\alpha = 50°$, $\beta = \gamma = 26°$ qui sont angles moyens.

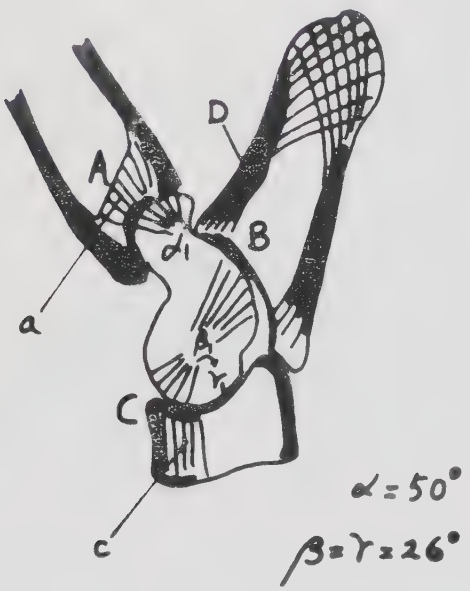


Fig. 43 Schéma d'une coupe sagittale de pied du mouton. Relation entre les mouvements des os et les champs des travées osseuses. (c.f. la radiographie de la Fig. 22A)

On trouve que les points de contact A, B et C. se situent au milieu des travées des champs formés respectivement par les angles α_1 , β_1 et γ_1 . Nous avons

observé que les angles des champs des travées osseuses correspondent dans l'articulation aux amplitudes des mouvements maximum des os.

L'os compact "D" du calcanéum supporte la force de compression qui est transmise par le point "B". Les travées "c" du scapho-cuboide supporte la force de compression qui est transmise par le point "C". De la même façon, les travées "a" supportent la force de compression transmise par le point "A". On peut d'autre part observer que les régions situées autour des points de contact "A" , "B" et "C" sont plus compactes.

Tous ces phénomènes démontrent parfaitement que la formation des travées osseuses dépend de la force.

C CHEZ L'HOMME

1 ETUDES DE L'ARCHITECTURE OSSEUSE DU PIED

Comme tous les os courts, les os du tarse sont constitués par une masse de tissu spongieux entourée d'une mince enveloppe de tissu compact (corticale), plus épaisse cependant au niveau des facettes articulaires que partout ailleurs.

Une coupe sagittale du pied au niveau du 2e métatarssien est donnée par le schéma suivant (Fig. 44):

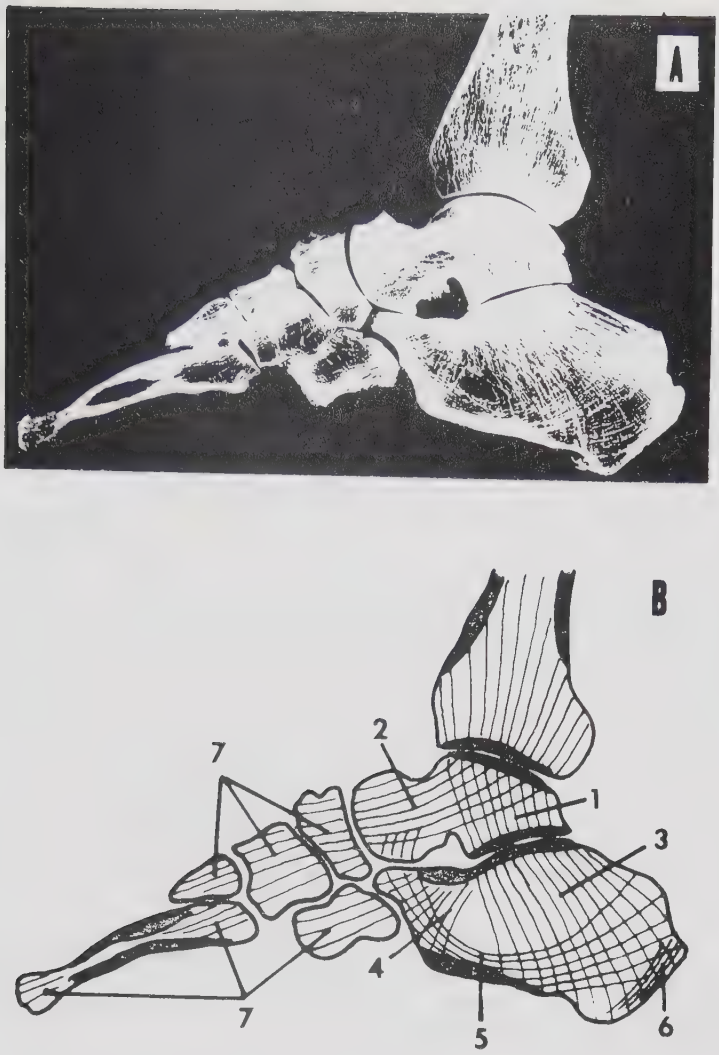


Fig. 44 Coupe sagittale du pied humain
A - Radiographie
B - Schéma des travées osseuses

Les mouvements principaux s'effectuent dans un plan perpendiculaire à l'axe de la poulie. La flexion consiste à plier l'articulation de telle sorte que sa face dorsale se rapproche de la face antérieure de la jambe. La flexion dorsale est souvent limitée à 20°. L'extension porte le pied dans le prologement de la jambe et abaisse la pointe du pied. L'extension plantaire est de 40° envi-

ron (Olivier , 1970). Donc, l'amplitude totale du mouvement est de 60° environ.

Dans l'astragale, il y a deux types de travées osseuses:

Le type trochléen postérieur (1) qui est oblique de haut en bas et d'avant en arrière. Il supporte et transmet jusqu'au sol la force de la pesanteur quand le mouvement est en position de flexion.

Le type trochléen antérieur (2) qui est oblique de haut en bas et d'arrière en avant. Il supporte la force de la pesanteur quand le mouvement est en position d'extension.

Nous avons observé que les travées de type (1) et (2) forment l'angle à 60° qui correnpond à l'amplitude totale du mouvement du pied .

Dans le calcanéum, il y a quatre type de travées osseuses:

Le type thalamique (3) qui s'étire obliquement de la lame compact thalamique en bas et en arrière tout en s'élargissant vers la face postérieure du calcanéum. Il semble continuer dans la direction du type (1) et transmet le poids au sol en position de flexion.

Le type apophysaire antérieur (4) qui se dirige obliquement de la lame compacte de la rainure calca en bas et en avant vers la facette cuboidienne. Naturellement, ces travées supportent la force de compression.

Le type plantaire (5) dont les travées sont concaves, reposent sur la lame compacte plantaire et s'élar-

gissent à la surface postérieure du calcanéum où le tendon d'achille exerce une force musculaire de traction. Elles montent vers la facette cuboidienne et vers la surface articulaire astragalienne antérieure. Ces travées supportent la force de traction.

Le type talonnien (6) se situe parallèlement à la surface talonnien. Dans le mouvement de marche, quand le pied est en flexion dorsale (Fig. 46B), une force de frottement existe entre le talon et le sol, ce qui stimule ces travées osseuses.

Ensuite du côté antérieur, les os scaphoide, cuboïde, 2e cunéiforme et métatarsien ont semble-t-il des travées rectilignes (7) perpendiculaires aux surfaces de contact. Naturellement, ces travées transmettent la force de la pesanteur au sol par la tête du métatarsien.

2 CALCULS MECANIQUES COMPARES AVEC L'ARCHITECTURE OSSEUSE

Quand le pied est en position de la marche, la force musculaire maintient les moments en équilibre(Fig. 45):

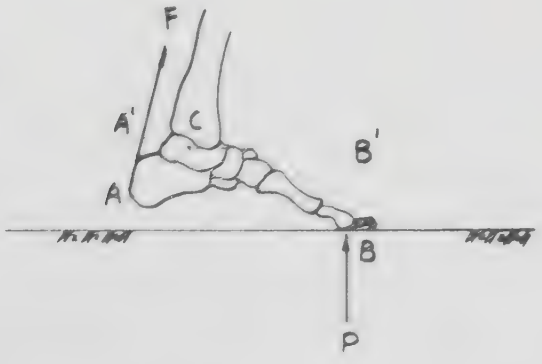


Fig. 45 Schéma du pied en position de la marche

On a les moments d'équilibre au centre articulaire du point C :

$$P \times B'C = F \times A'C$$

où "P" représente la réaction de poids corporel du sol, "F" représente la force musculaire et B'C = 11,2 et A'C = 4,8 mesurés dans le pied de la Fig. 44 . On trouve que F= 2,33 P .

Quand le pied est en position de la marche (Fig. 46), le talon du pied supporte environ la totalité de la pesanteur du corps entier (P).

Ces analyses nous mentrent bien que la force musculaire est plus importante que la réaction du sol au talon.

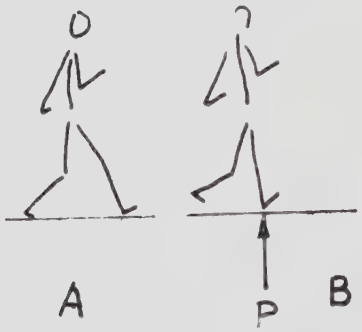


Fig. 46 Schéma de la marche

Après l'analyse mécanique du pied humain, nous allons discuter de la relation qui existe entre les travées osseuse du pied et les forces appliquées. Quand le pied est en position de marche, la tête métatarsienne touche au sol et le tendon d'achille est tirée par la force musculaire entraînant avec lui la surface postérieure du calcanéum; les travées de type "5" étant en traction (cf. Fig.44)

Les travées de type "2" et "7" sont en compression et supportent la force de pesanteur. Les travées de type "1" et "3" supportent aussi simmutanément la compression. Quand le talon touche au sol, (Fig. 46B), le pied est en flexion et les travées de type "1" et "3" supportent directement la force de pesanteur. Les autres types de travées ne supportent directement aucunne force, sauf le type "6" qui est soumis à une force de frottement.

Nous pouvons donc voir que dans l'action de marche, les travées osseuses du pied s'adaptent parfaitement au mouvement de l'articulation.

D DISCUSSION ET CONCLUSION

Nous avions déjà demontré qu'une seule force musculaire est appliquée au sommet du calcanéum animal. Nous venons de prouver maintenant que cette force est un peu plus importante que la pesanteur animal (1,16 P), fait qui stimule la forme de la trajectoire de la travée osseuse du calcanéum d'animal.

Dan l'articulation du pied du mouton, les travées osseuses se dirigent continuellement d'un os à l'autre, celui-ci s'adaptant pour transmettre la force appliquée en compression.

L'angle formé par le champ des travées osseuses s'adapte également à l'amplitude du mouvement de l'os. Les points de contact se situent principalement au milieu des travées osseuses.

Les formes des travées des os du pied humain

satisfont aux mouvements du pied et transmettent les forces appliquées.

On a d'autre part trouvé un type de travées osseuses qui se situent au talon du pied humain et qui est stimulé par une force de frottement.

VII ETUDES DE L'ARCHITECTURE INTERNE OSSEUSES DES COTES HUMAINES

A INTRODUCTION

Dans les chapitres précédents, nous avons mis en évidence, à partir d'un os (tête du fémur),de deux os (genou) ou de mutiples os (tibio-tarsienne), la relation qui existe entre le sens des travées osseuses et la direction de la force applqiuée. Nous allons maintenant étudier l'architecture osseuse des côtes humaines dont les travées dépendent non seulement de la direction, mais aussi de l'intensité de la force appliquée.

Avec l'analyse mécanique au trièdre trirectangle, nous avons observé que l'orientation des travées osseuses du corps costal est liée directement à la direction de la force appliquée dans le sens longitudinal, et dans le sens transversal à ces côtes.

L'étude de ce chapitre nous permettra de comprendre fondamentalement la relation qui existe entre la formation des travées osseuses et les forces appliquées et de définir le facteur important à la formation des travées osseuses.

B ETUDES ANATOMIQUES DU THORAX HUMAIN

Avant d'aborder l'analyse mécanique proprement dite un rappel succint de l'anatomie du thorax nous semble nécessaire (Bouchet et Cuilleret, 1973):

1 ARTICULATIONS

a. Articulations costo-vertébrales

Elles sont formées par deux articulations qui sont la tête costale avec les corps vertébraux et la tubérosité costale avec l'apophyse transverse. La première est reliée par deux ligaments: l'un antérieur, l'autre postérieur. La dernière est reliée par cinq ligaments. Ces articulations sont représentées sur la Fig. 47:

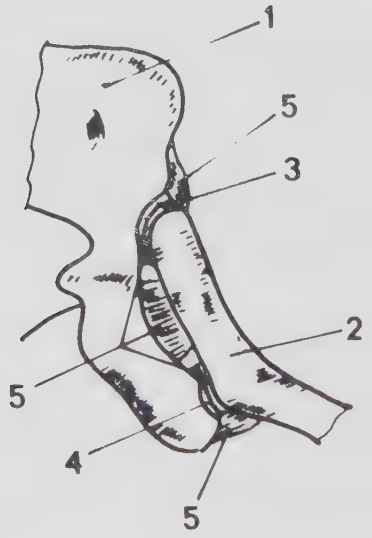


Fig. 47 Articulation Costo-Vertébrales
1 Corps vetébral
2 Côte
3 Cavité articulaire Costo-Corporéale
4 Cavité articulaire Costo-Transversaire
5 Ligaments

b. Articulations costo-chondrales

Elles sont formées par la juxtaposition de deux surfaces, l'une du côté cartilage, l'autre du côté coatal.

c. Articulations chondro-sternales

Elles forment des arthrodies articulations à surface plane du côté cartilagineux et du côté sternal. Entre les surfaces, s'étend le ligament.

Ces deux articulations sont représentées sur la Fig. 48:

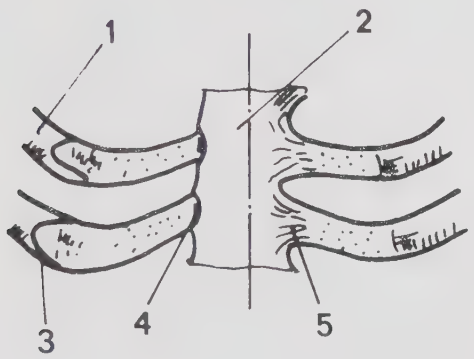


Fig. 48 Articulations Costo-Chondrales et Chondro-Sternales
1 Côte
2 Sternum
3 Articulation costo-chondrale
4 Articulation chondro-sternale
5 Ligaments

2 MOUVEMENT DU THORAX

Les mouvements du thorax sont liés à la respiration et à l'inclinaison du tronc du fait de sa liaison avec les côtes. Le rachis dorsal est le moins mobile.

Grâce à la flexibilité des côtes et à l'élasticité du cartilage, les mouvements respiratoires normaux peuvent s'accomplir: A l'inspiration - Les côtes s'élèvent, ce qui élargit le thorax par augmentation des diamètres. Le sternum est projeté en avant et en haut. A l'expiration - Les côtes s'abaissent, le thorax se resserre. Le sternum est au contaire projeté en arrière et en bas.

Grâce aux nombreux arcs costaux et au jeu des articulations chondro-costales et chondro-sternales, la paroi thoracique est douée d'une grande élasticité, qui compense une reduction sagittale par un élargissement transversal.

Rasch et Burke (1972) ont decrit la manière dont une force respiratoire s'exerce sur la paroi thoracique: "Puisque les cavités pleurales sont fermées, l'air ne peut pas y entrer, et leur faible pression negative permet à la pression atmosphérique dans le poumon de vaincre l'inclination constractile du poumon, et de pousser au dehors la paroi externe du poumon contre la cage thoracique".

C ANALYSE MECANIQUE

Les côtes sont en forme d'arc. Elles sont soutenues par l'intermédiaire de l'articulation costo-vertébrale d'un côté, et de l'articulation costo-chondrale ou de l'articulation chondro-sternale de l'autre côté.

Au moment de l'inspiration, les diamètres du thorax augmentent. Par contre, lors de l'expiration, ils dimimuent. Les mouvements des côtes ne sont pas tout à fait dans les plans des arcs: en effet, on observe aussi un mouvement de torsion en particulier au niveau de l'articulation costo-vertébrale. Pour cette étude, nous supposons que les forces d'inspiration se répartissent uniformément sur les côtes, et qu'elles sont soumises à un moment fléchissant pur. L'axe longitudinal d'une côte est considéré par Robert et Chen (1972), comme un axe élastique ayant la forme d'un arc circulaire dont le rayon de courbure est compris entre le bord supérieur et le bord inférieur de la côte.

Robert et Chen ont proposé cette forme d'arc circulaire, comme la forme idéale des côtes, tel que le représente la Fig. 49:

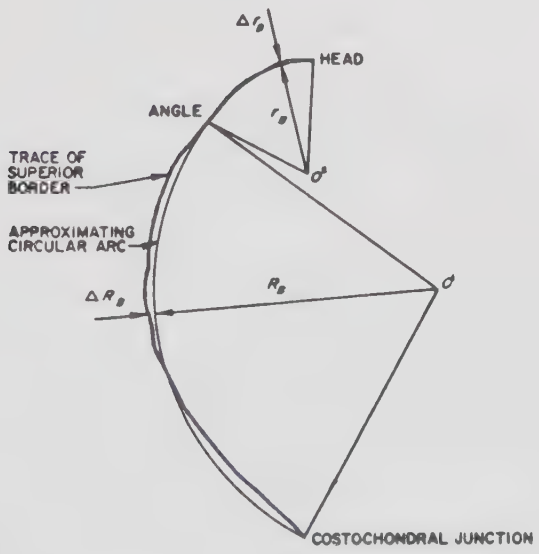


Fig. 49 Forme d'arc circulaire proposée comme la forme idéale d'une côte (d'après Robert et Chen, 1972)

Sur cette figure, les auteurs n'ont pas tenu compte de la partie constituée par le cartilage. Or, la force provoquée par les mouvements de respiration dépend entre autre de la fléxibilité du cartilage. Nous avons donc complété cette figure en y introduisant la partie constituée par le cartilage.

Pour notre étude c'est la sixième côte qui a été choisie pour représenter la forme véritable d'une côte.

Dans la Fig. 50, "S" représente l'articulation chondro-sternale et $\overset{\frown}{SA}$ le cartilage costal. L'angle postérieur se situe à la courbure $\overset{\frown}{BV}$, "V" représentant l'articulation costo-vertébrale, et O_1, O_2, O_3 les centres des courbures des arcs $\overset{\frown}{SA}$, $\overset{\frown}{AB}$ et $\overset{\frown}{BV}$ dont les angles sont respectivement α, β, γ.

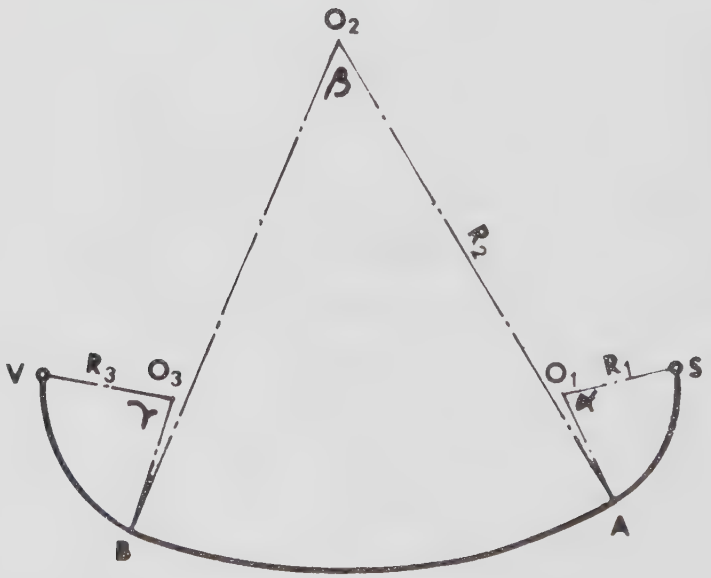


Fig. 50 Forme géométrique d'une côte représentée par la 6ème côte

La forme géometrique représentée dans la Fig. 50 peut être assimilée à une partie d'ellipse. Traçons dans la Fig. 51 l'ellipse idéale correspondant à la géometrie de la côte considérée.

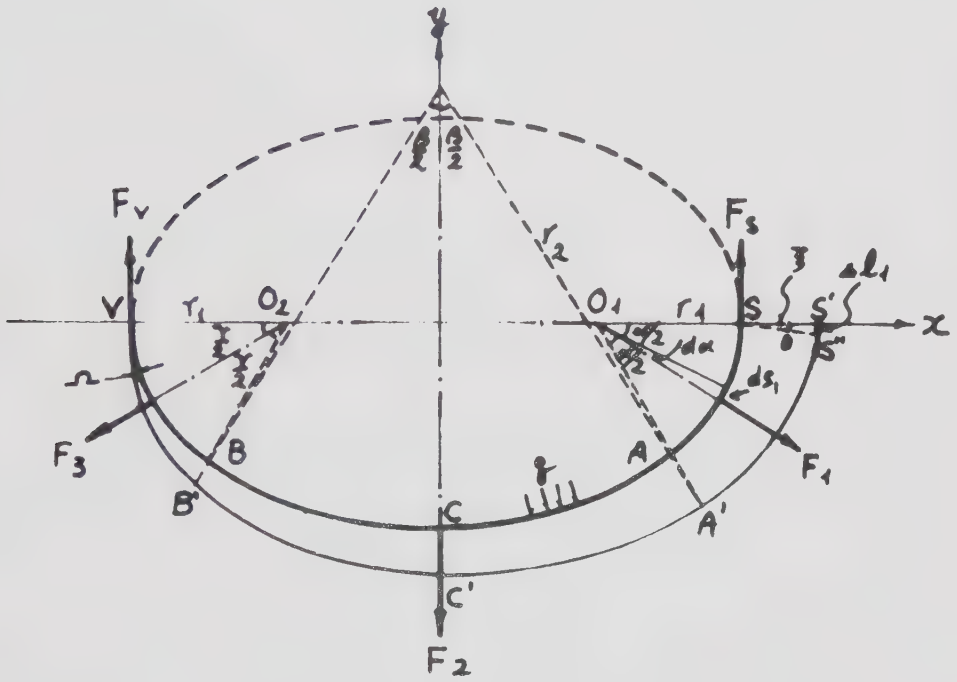


Fig. 51 Forme elliptique idéale

O_1 et O_2 représentent les deux foyers de l'ellipse. Les arc $\widehat{SA}$ et $\widehat{BV}$ sont des arcs de cercle égaux de rayon r_1 tracés à partir des foyers O_1 et O_2. $\widehat{ACB}$ sous tend l'angle β de rayon r_2 .

Supposons une force qui s'exerce lors du mouvement de respiration est uniformément appliquée sur la côte, dont la valeur unitaire est représentée par la lettre "q". La longueur de l'arc "ds", calculée suivant l'axe élastique de la côte, est fonction du rayon et de l'angle contenu,

selon la formule:

$$ds = r \cdot d\alpha \qquad (1)$$

La longueur totale de la courbure $\overset{\frown}{SA}$ est définie par l'intégrale:

$$S_1 = \int_0^{\alpha} r_1 \cdot d\alpha \qquad (2)$$

Par conséquent, la force appliquée à $\overset{\frown}{SA}$ sera:

$$F_1 = q \cdot S_1 = q \cdot r_1 \cdot \alpha \qquad (3)$$

De la même façon, nous aurons:

$$F_2 = q \cdot r_2 \cdot \beta \qquad (4)$$

et

$$F_3 = F_1 = q \cdot r_3 \cdot \gamma \qquad (5)$$

qui sont les forces appliquées respectivement à $\overset{\frown}{ACB}$ et à $\overset{\frown}{BV}$. Or pour un système équilibré, $\Sigma \vec{F} = 0$.

Donc,

$$\vec{F}_s + \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \vec{F}_v = 0 \qquad (6)$$

où $\vec{F}_s$ et $\vec{F}_v$ sont enregistrés respectivement comme les reactions à l'articulations chondro-sternale et à l'articulation costo-vertébrale qui doivent être équivalentes. Nous obtenons ainsi l'équation suivante:

$$F_s = F_v = F_1 \cdot \sin \frac{\alpha}{2} + \tfrac{1}{2} \cdot F_2$$

$$= q \left(r_1 \cdot \alpha \cdot \sin \frac{\alpha}{2} + \tfrac{1}{2} r_2 \cdot \beta \right) \qquad (7)$$

Nous avons mesuré que $\alpha \doteq \beta \doteq 60°$, donc l'équation (7) s'écrit sous la forme:

$$F_s = F_v = \frac{1}{6} \cdot q \cdot \pi \cdot (r_1 + r_2) \qquad (8)$$

Dans la phase respiratoire, la colonne vertébrale reste immobile par rapport au sternum: si l'on tient compte de l'élasticité du cartilage dont l'élongation qui est représentée par "Δl_1" , on peut formuler l'équation suivante:

$$\Delta l_1 = \frac{F_s \cdot S_1}{A_1 \cdot E_1} \qquad (9)$$

où "S_1" représente la longueur de l'arc $\overset{\frown}{SA}$, "A_1" la surface moyenne de la section du cartilage et "E_1" le module d'élasticité du cartilage .

D'autre part, si sur la Fig. 51 , VSS' est considéré comme un triangle, SS" $\perp$ VS', nous avons $\triangle$ VSS' $\sim \triangle$ SS'S"; et dans le triangle droit $\triangle$ SS'S", où SS' = ξ représente le déplacement du sternum dû au mouvement respiratoire,nous obtenons:

$$S'S'' = \xi \cdot \sin \theta \qquad (10)$$

Or nous avons déjà mentionné que le déplacement du sternum se trouve compensé par l'élasticité du cartilage. Puisque l'angle θ est trop petit, nous aurions $S'S'' = \Delta l_1$ et les équations (9) et (10) peuvent s'écrire sous la forme suivante:

$$\sin \theta = \frac{F_s \cdot S_1}{\xi \cdot A_1 \cdot E_1} \qquad (11)$$

Ainsi si l'on remplace "F_s" par l'équation(8), nous obtenons une nouvelle équation:

$$\sin \theta = \frac{q \cdot \pi \cdot (r_1 + r_2)}{6 \cdot \mathfrak{Z} \cdot A_1 \cdot E_1} \qquad (12)$$

Mais nous savons déjà que $\triangle VSS' \sim \triangle SS'S"$, donc $\angle \curvearrowright \sim \angle \theta$, où l'angle $\curvearrowright$ représente le mouvement des côtes par rapport à la colonne vertébrale.

Nous obtenons donc ainsi l'équation permettant le calcul de l'angle ($\curvearrowright$) de la direction du mouvement des côtes par rapport à la colonne vertébrale.

Quand le déplacement du sternum est provoqué par le mouvement respiratoire à sa position maximum, "F_s" et "F_v" s'équilibrent, et le plus grand moment fléchissant se situe au milieu, c'est à dire au point C . Cette valeur est donnée par l'équations:

$$M_{max} = \frac{1}{2} \times F_s \times l \qquad (13)$$

où "l" représente le grand axe d'ellipse SV .

D'autre part, nous savons que lorsqu'une poutre fléchit sous l'effet de charge transversales, il se crée des contraintes normales σ_x et des contraintes de cisaillement τ dans toute la section de la poutre. La valeur de la contrainte normale suivant l'axe élastique perpendiculaire à la section transversale est déterminée par l'équation suivante:

$$\sigma_x = \frac{M \cdot z}{I_z} \qquad (14)$$

où I_z , le moment d'inertie est donné pour la section de la côte par la formule suivante (Grania et Stein, 1973):

$$I_z = \sum_{i=1}^{n} \left(\frac{b_i . h_i^3}{12} + b_i . h_i . d_i^2\right) - \left(\sum_{i=1}^{n} b_i . h_i\right)(\bar{d}^2) \qquad (15)$$

Les notations utilisées sont données dans la Fig. 52, "d" étant à "z" dans l'équation (14).

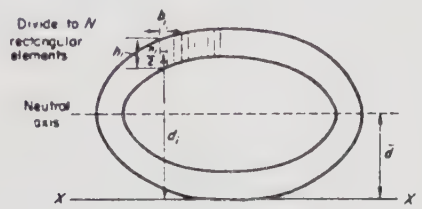


Fig. 52 Notations de la section costale (d'après Grania et Stein, 1973)

La contrainte de cisaillement τ est provoquée par l'effort tranchant V suivant le plan du moment fléchissant perpendiculaire à l'axe élastique. Cette valeur est calculée par la formule:

$$\tau_{xz} = \tau_{zx} = \frac{V}{b . I_z} \int_{z_1}^{\frac{h}{2}} z \cdot dA \qquad (16)$$

dans laquelle l'effort tranchant (V) est déterminé par l'équation (17):

$$V = \int_{0}^{l} \frac{dM}{dx} \qquad (17)$$

Les diagrammes du moment fléchissant et de l'effort tranchant sont représentés par les chémas suivants:

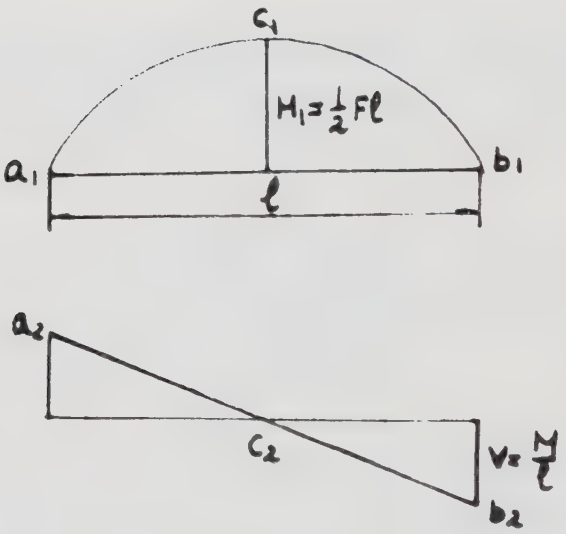


Fig. 53 Diagrammes du moment fléchissant et de l'effort tranchant

Le maximum du moment fléchissant se situe au centre C, les minima sont aux deux extrémités. Par contre, les maxima des efforts tranchants se situent aux deux extrémités et leminimum est au centre C (poutre de type II).

D COMPARAISON ENTRE LA DIRECTION DES LIGNES DE CONTRAINTE ET LE SENS DES TRAVEES OSSEUSES

Un modèle géométrique idéalisé a été proposé par Robert et Chen (1972) pour représenter les côtes:

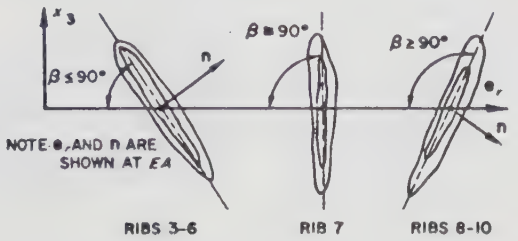


Fig. 54 Modèle géométrique idéalisé représentant le corps costal (d'après Robert et Chen, 1972)

où $\hat{e}_r$ et $\hat{n}$ sont les vecteurs unitaires portés par deux axes orthogonaux contenus dans un plan horizontal passant par l'axe élastique.

Pour mieux comprendre ce modèle, nous proposons le schéma en perspective (Fig. 55).

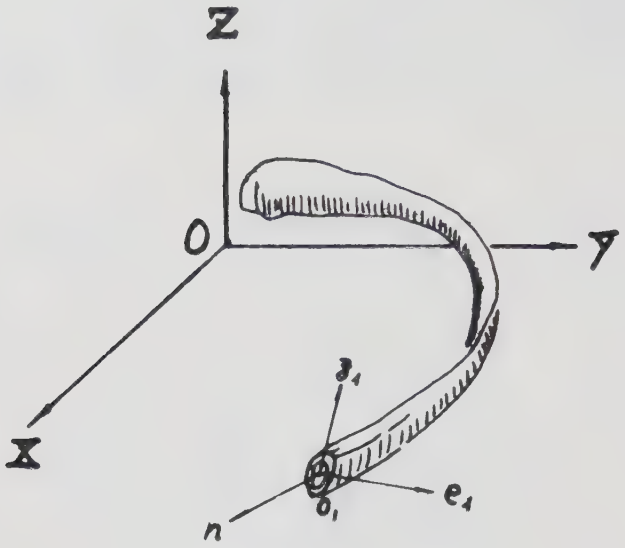


Fig. 55 Schématisation en perspective de la Fig. 54

Pour étudier le rôle mécanique des travées osseuses, nous avons mesuré les valeurs des angles β formés par les axes OY et o_1z_1 (Fig. 55). Les résultats sont répertoriés dans le tableau suivant:

TABLEAU 5

N° des Côtes	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
β	15°	39°	67°	78°	84°	89°	94°	98°	105°	108°	111°	114°

A l'aide de ces mesures nous avons pu disposer la microradiographie de chaque côte dans sa position naturelle (Fig. 56).

N° des côtes	1	2	3	4	5	6
N° des échantillons	1-2	2-4	3-6	4-6	5-8	6-10
β	15°	39°	67°	78°	84°	89°

Radios

Schémas

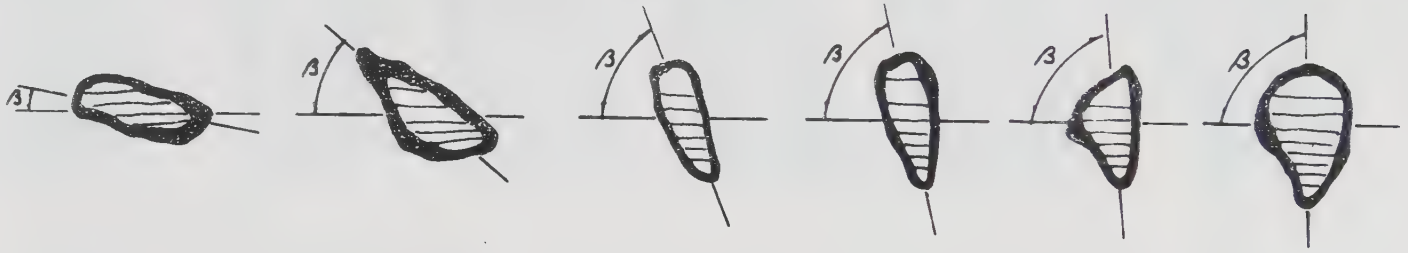
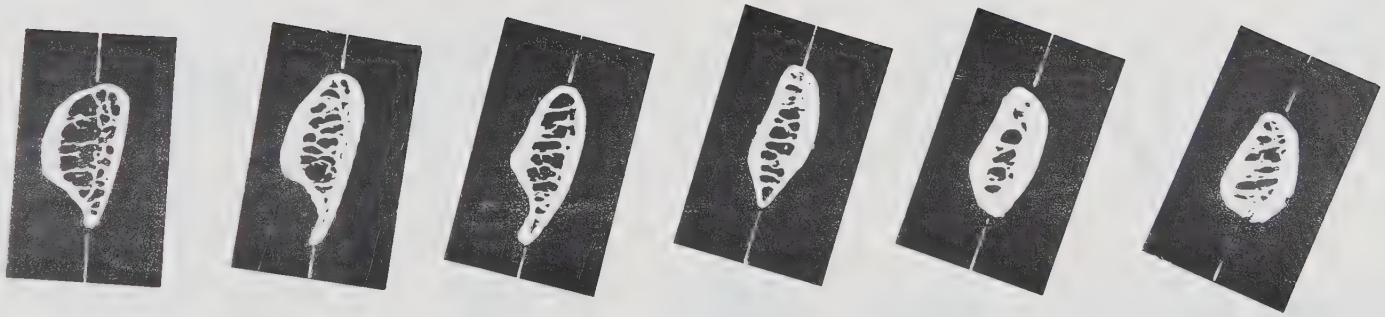


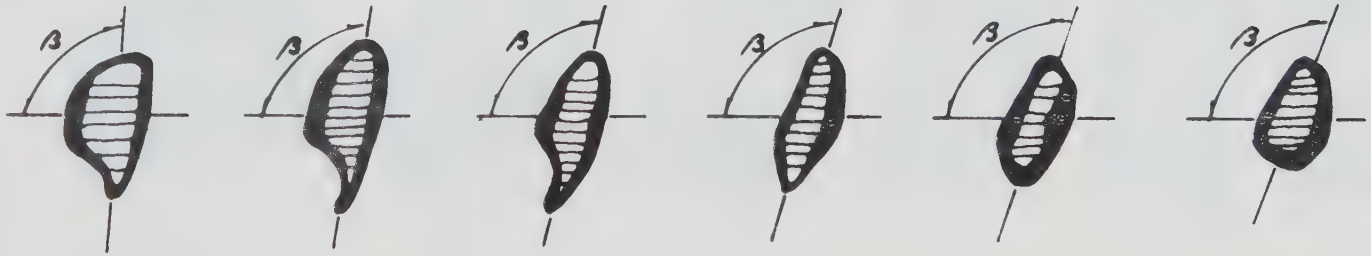
FIG. 56 Radiographies des sections transversales des côtes et leurs schémas des travées osseuses.

N° des côtes	7	8	9	10	11	12
N° des échantillons	7-10	8-9	9-7	10-4	11-4	12-3
β	94°	98°	105°	108°	111°	114°

Radios



Schémas



NOTA : Dans tous les cas, les travées osseuses des côtes sont parallèles aux plans des axes élastiques.

FIG. 56 (Suite)

Des schémas ont été réalisés à partir des microradiographies mettant en évidence les travées osseuses des côtes. Nous avons ainsi pu observer que ces travées se situent au niveau du plan horizontal de l'axe élastique parallèles à celui-ci, et dans des plans par lesquels passant les forces de cisaillement.

Or nous avions déjà constaté que les forces de cisaillement s'exercent sur le plan horizontal passant par l'axe élastique dans le cas du moment fléchissant pur; le vecteur de la contrainte de cisaillement étant parallèle au plan de fléchissement et perpendiculaire à l'axe élastique. Dans ces conditions, on peut dire que les lignes de contrainte correspondent aux vecteurs des contraintes de cisaillement. Les microradiographies des côtes nous démontrent cette règle mécanique et nous permettent donc de confirmer que les travées osseuses peuvent être considérées comme des lignes de contrainte, tel que l'ont très bien défini: Meyer (1867), Wolff (1892), Koch (1917), et Williams (1972).

D'autre part on peut comparer la 12ème côte à une poutre cantilever fixée à un côté de l'articulation costo-vertébrale, l'autre côté restant libre. Le moment fléchissant et la force de cisaillement de cette poutre sont schématisés dans la Fig. 57 .

Considérons le cas où une poutre cantilever (poutre de type I) supporte une charge uniforme (Fig. 57a):

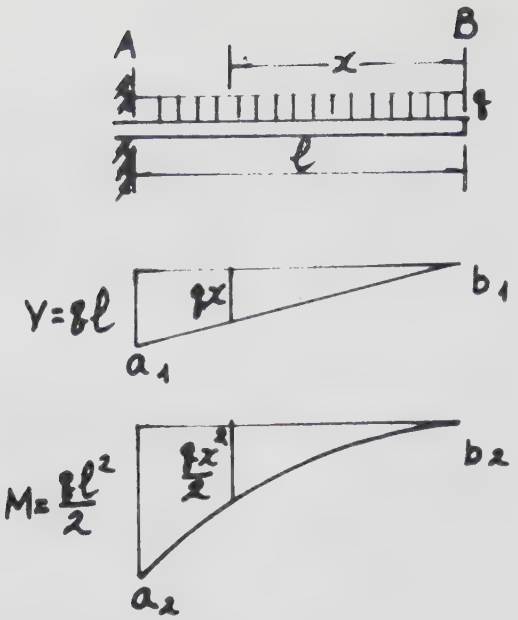


Fig. 57 Schéma représentant le moment fléchissant et la force de cisaillement d'une poutre

l'effort tranchant V, le moment fléchissant M se situent à une distance "x" par rapport à l'extrémité B , définis par les équations suivantes:

$$V = q \cdot x \qquad \text{et} \qquad M = \frac{q \cdot x^2}{2}$$

L'effort tranchant et le moment fléchissant diminuent du côté fixé "A" (maximum), au côté libre "B" (minimum).

De la même façon, on effectue des coupes transversales de la 12ème côte à 3 niveaux différents et l'on en mesure les surfaces de l'os compact (soit: S_1=6,28 mm^2, S_2 = 15,24 mm^2 et S_3 = 24,39 mm^2), comme le représente la Fig. 58 .

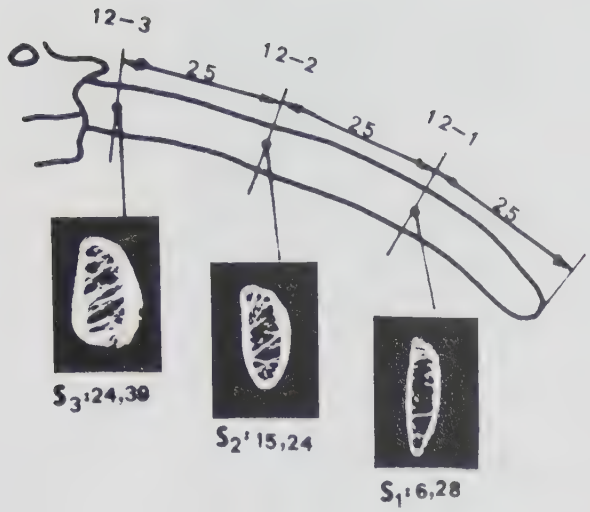


Fig. 58

Coupe transversale de la 12ème côte à 3 niveaux différents

On peut exprimer ces valeurs sous la forme d'une fonction linéaire (Fig. 59) qui nous permet de constater que les surfaces de l'os compact costal diminuent régulièrement de l'articulation costo-vetébrale vers l'extrémité flottante. On peut également observer que la densité des travées osseuses de l'image radiographique diminue dans le même sens.

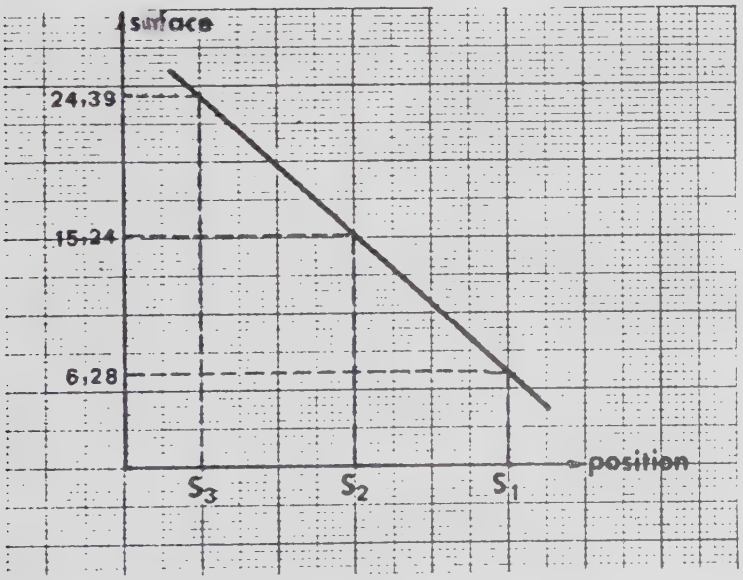


Fig. 59

Surfaces costales en fonction de la position linéaire

La comparaison entre les figures 57 et 58 nous révèle que la surface de l'os compact et la densité des travées osseuses transversales sont étroitement liées à l'intensité de l'effort tranchant et à la valeur du moment fléchissant.

A partir de ces constatation, on peut admettre que si dans l'équation (14) $\sigma_x = \frac{M \cdot z}{I_z}$, "z" et "I_z" sont constants, la contrainte normale σ_x qui proportionnelle au moment fléchissant M est supportée par l'os compact et par les travées osseuses longitudinales. Ainsi, puisque le plus grand moment fléchissant se situe du côté de l'articulation costo-vertébrale et diminue vers l'extrémité flottante, il faut que la plus grande surface ou le moment d'inertie I_z se trouve du côté de l'articulation costo-vertébrale et qu'elle diminue de l'autre côté. Naturellement, la direction des lignes de contrainte normale est parallèle à l'axe élastique.

A noter aussi que les travées osseuses longitudinales sont dans le sens de l'axe élastique (Fig. 60) conformément à la direction de la contrainte normale; les travées osseuses et les lignes de contrainte étant perpendiculaires aux sections transversales.

Cette étude nous a permis de démontrer d'une part, que la position et l'orientation des travées osseuses transversales et longitudinales correspondent toujours respectivement aux directions des contraintes de sisaillement et des contraintes normales; et d'autre part, que la densité des travées osseuses dépend de l'intensité de l'effort tranchant.

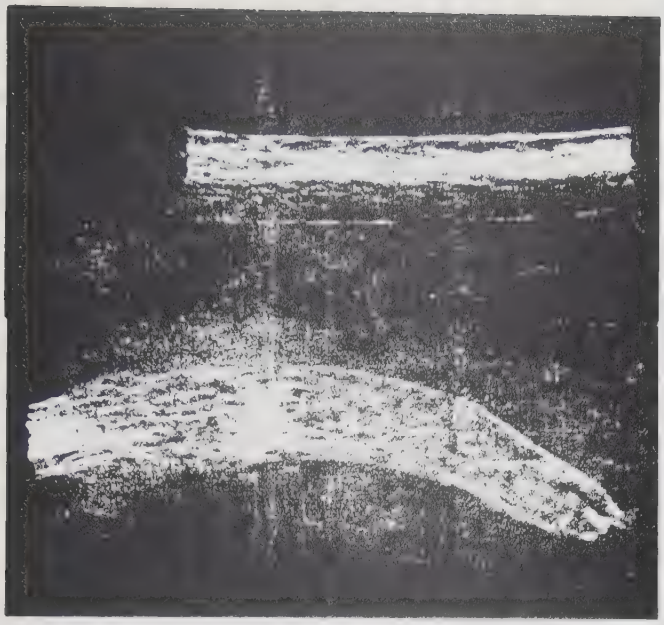


Fig. 60 Radios de 5e et 12e côte représentant des travées osseuses longitudinales

Ces phénomènes qui ne sont pas dûs au hasard, correspondent tout à fait aux règles mécaniques.

Puisque nous connaissons "La Loi de La Transformation Osseuse"(Wolff, 1892) indiquant: "Chaque changement de l'os dans sa forme et sa fonction, ou sa fonction seule, se fait conformément aux lois mathématiques, compte tenu de l'architecture des travées osseuses et de forme externe". Dans notre étude thoracique, nous avons trouvé également que l'architecture des travées osseuses dépend si étroitement des règles mécaniques.

E CONCLUSION

1 Les travées osseuses dépendent non seulement de la direction des forces appliquées dans les sens longitudinal et transversal, mais aussi de l'intensité de ces forces. Elles doivent donc être considérées comme les vecteurs de contrainte exercée par les forces extérieures ou intérieures.

2 La densité de ces travées osseuses et la surface de l'os compact dépendent de l'intensité des forces appliquées.

3 La formation des travées osseuses est fonction de la contrainte exercée.

4 L'angle de la direction du mouvement des côtes par rapport à la colonne vertébrale est déterminée par la force respiratoire, par la forme géométrique des côtes et par les propriétés mécaniques du cartilage costal.

VIII MODELE MECANIQUE DE L'ARCHITECTURE INTERNE DE L'OS

A INTRODUCTION

Dans les chapitres précédents, nous avons étudié déjà l'architecture osseuse, et ses règles mécaniques. Nous avons démontré également que la formation des travées osseuses dépend parfaitement des lois mécaniques. Puisque les travées osseuses se forment dans l'os spongieux, nous allons étudier dans ce chapitre l'os spongieux sous une forme mathématique, pour obtenir un modèle mécanique de l'architecture osseuse.

Parmi les diverses recherches qui ont été entreprises sur l'os spongieux, rappelons très brièvement les plus importantes.

Knese (1958) a étudié la propriété de l'os spongieux pour le fémur, le tibia et le péroné humain. De cette étude, il a conclu que l'os spongieux possède dans les trois directions, des résistances différentes.

Hardinge (1949) a examiné la résistance de la tête et du col du fémur en compression dans les cinq positions. Ses trauvaux ont montré que la résistance la plus grande résidait dans la position suivant les travées de la trajectoire verticale au point supérieur de la tête.

Evans (1957) a mentionné que la résistance de l'os spongieux en compression était beaucoup plus faible que celle de l'os compact. En effet, l'os long ou la colonne vertébrale supporte plus de charge que l'os spongieux. Mais c'est surtout en référence sur la théorie de

l'organisation de l'os spongieux que réside le bien-fondé de ce résultat a été obtenu par des travaux effectués sur l'extrémité proximale du fémur.

Nous avons mesuré la résistance à la compression de l'os spongieux pour des os du pied du mouton. Ces mesures montrent que la résistance suivant la direction parallèle à la travée osseuse est supérieure à celle qui lui est orthogonale.

Pour l'os compact, Dempster et Liddicoat (1952) ont étudié la résistance de l'os long à la compression dans le sens longitudinal, radial et tangentiel. Les résultats ont montré qu'il n'y a aucune différence notable entre le sens radial et le sens tangentiel. Mais par contre, les résistances à la compression de l'os long suivant des axes transversaux sont inférieures à celle de l'os long suivant l'axe longitudinal.

Le tissu spongieux est surtout abondant aux extrémités des os longs et dans tous les os courts. Cependant, pour les os courts du pied, comme d'ailleurs pour la tête et le col du fémur, il est difficile de faire la distinction entre sens longitudinal, radial ou tangentiel.

Il résulte des mesures faites, sur la résistance et le module d'élasticité de l'os spongieux, suivant les directions parallèles et orthogonales à la travée osseuse des os longs, qu'il existe une relation entre densité osseuse et direction de la travée osseuse.

A la base de ces conceptions, un modèle mécanique de l'architecture osseuse sera trouvé et représenté par une relation mathématique. Cette relation mathématique nous permettra alors, de mieux connaître les propriétés mécaniques de l'os spongieux, et de comprendre pouquoi la

résistance de l'os suivant les travées osseuses est plus élévée.

B MODELE DE L'OS SPONGIEUX

Martin et Haynes (1968) ont considéré que leur analyse théorique dans le béton pouvait être employé pour l'os; mais cela ne nous semble pas correct car les pores de l'os spongieux ne sont pas de la même nature que ceux du béton poreux. En effet, les formes et les volumes des vides dans le béton poreux sont répartis au hasard. Par contre, les travées osseuses abondent regulièrement dans l'os.

Notre étude se portera sur deux catégories de travées osseuses: "La catégorie parallèle" et "La catégorie perpendiculaire".

Nous nous donnons un repère orthonormé: $(O, \vec{i}, \vec{j}, \vec{k})$. Ce trièdre trirectangle sera tel que le vecteur $\vec{i}$ soit colinéaire à l'axe de la travée osseuse des échantillons préparés pour l'expérience.

La catégorie parallèle Catégorie dont les résultats ont été obtenus par des compressions suivant une direction colinèaire au vecteur $\vec{i}$.

La catégorie perpendiculaire Catégorie dont les résultats ont été obtenus par des compressions suivant une direction orthogonale au vecteur $\vec{i}$.

Le modèle de l'os spongieux est représenté par la Fig. 61. Il est basé sur des radiographies qui ont été obtenues dans notre laboratoire.

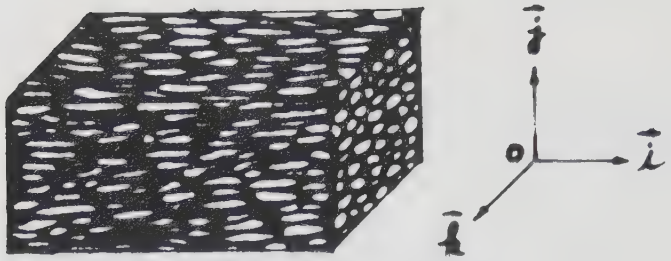


Fig. 61 Le modèle de l'os spongieux

Dans le repère ortholonormé (O, $\vec{i}$, $\vec{j}$, $\vec{k}$) lié à l'échantillon, $\vec{i}$ est colinéaire à la travée osseuse. Dans la catégorie parallèle, la force appliquée à l'échantillon a la même direction que celle de la travée osseuse.

Dans la catégorie perpendiculaire, la force appliquée à l'échantillon se trouve dans le plan (O, $\vec{j}$, $\vec{k}$) suivant la direction de $\vec{j}$ ou de $\vec{k}$.

C ANALYSE MECANIQUE

Notations préliminaires

Pour toute l'étude qui va suivre, nous conviendrons de prendre les notations suivantes:

$u \in \{i, j, k\}$ i, j, k étant les indices correspondants respectivement aux vecteurs $\vec{i}$, $\vec{j}$, $\vec{k}$.

ξ_u Densité du vide linéaires suivant l'axe des $\vec{u}$.

L_u Longueur du vide suivant l'axe des $\vec{u}$.

L Longueur totale.

P_a Porosité d'aire.

A_v Aire vide dans le plan définit par "q".

A Aire totale.

P_u Porosité d'aire définit par $\vec{u}$ orthogonale au plan engendré par les deux autres vecteurs du repère.

E_o Module d'élasticité de la matrice solide dans l'os spongieux.

E_u Module d'élasticité de l'os spongieux suivant l'axe des $\vec{u}$.

P_v Porosité du volume.

σ_o Contrainte (en compression) de la matrice solide dans l'os spongieux.

σ_u Contrainte de l'os spongieux suivant l'axe de $\vec{u}$.

d_o Densité de la matrice solide dans l'os spongieux.

d Densité de l'os spongieux.

V_t Volume total de l'os spongieux.

V_o Volume de la matrice solide.

V_p Volume du vide dans l'os pongieux.

La densité du vide linéaire ξ_u est le rapport entre la longueur du vide L_u sur la longueur totale L . Nous obtenons 3 équations.

$$\zeta_i = \frac{L_i}{L} \Leftrightarrow L_i = \zeta_i \cdot L \qquad (1)$$

$$\zeta_j = \frac{L_j}{L} \Leftrightarrow L_j = \zeta_j \cdot L \qquad (2)$$

$$\zeta_k = \frac{L_j}{L} \Leftrightarrow L_k = \zeta_k \cdot L \qquad (3)$$

Soit encore, en combinant 2 à 2 les 3 équations précédentes:

$$L_i \cdot L_j = L^2 \cdot \zeta_i \cdot \zeta_j \qquad (4)$$

$$L_i \cdot L_k = L^2 \cdot \zeta_i \cdot \zeta_k \qquad (5)$$

$$L_j \cdot L_k = L^2 \cdot \zeta_j \cdot \zeta_k \qquad (6)$$

L_u étant la longueur du vide suivant l'axe $\vec{u}$, $L_i \cdot L_j$, $L_i \cdot L_k$ et $L_j \cdot L_k$ représentent respectivement les aires vides (A_v) dans les plans (O, i, j), (O, i, k), (O, j, k). L étant la longueur totale, L^2 représente l'aire totale, soit A .

La porosité d'aire P_u est le rapport de l'aire vide A_v sur l'aire A , soit:

$$P_u = \frac{A_v}{A} \qquad (7)$$

$\vec{u}$ étant le vecteur orthogonale au plan "q" .

Compte-tenu des conventions d'écriture, cette dernière relation nous permet d'écrire les équations (4), (5) et (6) précédentes sou la forme:

$$P_k = \mathfrak{Z}_i \cdot \mathfrak{Z}_j \qquad (8)$$

$$P_j = \mathfrak{Z}_i \cdot \mathfrak{Z}_k \qquad (9)$$

$$P_i = \mathfrak{Z}_j \cdot \mathfrak{Z}_k \qquad (10)$$

Relation entre module d'élasticité et matrice solide

Le module d'élasticité du matériaux spongieux est directement proportionnel à la somme de la matrice solide dans la section:

$$E = E_o \cdot \left(\frac{A - A_v}{A} \right) \qquad (11)$$

où E_o est le module d'élasticité de la matrice solide. Cette relation est utilisées pour le béton et pour les matériaux spongieux (Martin et Haynes, 1968).

Ecrivons (11) sous la forme:

$$E = E_o \cdot \left(1 - \frac{A_v}{A} \right) \qquad (12)$$

En appliquant cette formule à notre étude, nous obtenons 3 nouvelles équations symbolisées par:

$$E_u = E_o \, (1 - P_u) \qquad (13)$$

où u prend les indices i, j, k .

Des équations (1), (2) et (3) nous en déduisons la porosité du volume:

$$P_v = \mathfrak{Z}_i \cdot \mathfrak{Z}_j \cdot \mathfrak{Z}_k \qquad (14)$$

Pour un os déterminé, $P_v = C$ où C est constante.

D'après les équations (8), (9), (10) et en substituant P_v dans (13), nous obtenons la relation:

$$E_u = E_o \cdot \left(1 - \frac{C}{\mathfrak{Z}_u} \right) \qquad (15)$$

La densité du matérieux spongieux est proportionnelle à la densité de la matrice solide et au rapport du volume solide sur le volume total de l'os spongieux. Soit:

$$d = d_o \cdot \left(\frac{V_t - V_p}{V_t} \right) \qquad (16)$$

où $V_p = V_t \, . \, P_v$, nous écrivons encore:

$$d = d_o \, (1 - P_v) \qquad (17)$$

Puisque $P_v = C$ où C est une constante, il en résulte que:

$$C = 1 - \frac{d}{d_o} \qquad (18)$$

pour un os déterminé. En portant C définit par (18) dans (15), il vient:

$$E_u = E_o \cdot \left(1 - \frac{d_o - d}{d_o \cdot \zeta_u}\right) \qquad (19)$$

Pour un os déterminé, les facteur $(d_o - d)$ et $d_o \cdot \zeta_u$ sont des constantes. Par ailleurs, d'après les notations: $K_1 = d_o - d$; $K_u = d_o \cdot \zeta_u$
d'où en les substituant dans (19), il vient:

$$\frac{E_u}{E_o} = 1 - \frac{K_1}{K_u} \qquad (20)$$

De la même façon, il est clair que le contrainte de l'os spongieux est lié par la relation:

$$\frac{\sigma_u}{\sigma_o} = 1 - \frac{K_1}{K_u} \qquad (21)$$

D DISCUSSION ET CONCLUSION

$\frac{E_u}{E_o}$ et $\frac{\sigma_u}{\sigma_o}$ indiquent le caractère méanique relatif qui existe entre l'os spongieux et sa partie solide. Les valeurs de ces deux rapports appartisennent à l'intervalle (0,1).

K_1 est la différence absolue entre le densité de l'os spongieux et celle de sa matrice solide.

K_u qui est le produit de la densité de la matrice solide (d_o) par la densité du vide linèaire ($\mathfrak{Z}_u$) représente le caractère physique de l'os spongieux. Ce dernier nous permet de voir que la forme de la travée osseuse est un facteur important qui influence d'une manière capitale la résistance de l'os spongieux.

Des formules établiés en (20) et (21), comme $K_1 = d_o - d$ et que le facteur "d_o" de $K_u = d_o \cdot \mathfrak{Z}_u$ sont des constantes pour un os déterminé, il est alors aisé de voir que, plus la densité du vide linéaire de l'os spongieux ($\mathfrak{Z}_u$) est grande, plus le rapport du caractère mécanique relatif E_u/E_o est élevé.

Les équations (20) et (21) nous permettent également de faire une comparaison, d'une part entre les résistance et d'autre part entre les modules d'élasticité, suivant des directions colinéaires ($\vec{i}$) et orthogonales à la travée osseuse ($\vec{j}$) d'un os spongieux.

En effet, des équations (20) et (21), ils viennent les deux équations équivalentes:

$$\frac{E_o - E_j}{E_o - E_i} = \frac{\mathfrak{Z}_i}{\mathfrak{Z}_j} \qquad (22)$$

$$\frac{\sigma_o - \sigma_j}{\sigma_o - \sigma_i} = \frac{\mathfrak{Z}_i}{\mathfrak{Z}_j} \qquad (23)$$

Ces deux dernières relations nous montrent que la différence absolue des modules d'élasticité et des contraintes sont dans les deux dirctions inversement proportionnelles à la densité du vide linéaire. C'est la raison pour laquelle, dans un même os, les résistances des échantillons appartenant à la "catégorie parallèle" sont toujours supérieures à celles de ceux appartenant à la "catégorie perpendiculaire".

Puisque la densité linéaire (d_o) de la matrice solide est une constante, d'après les équations (20) et (21), si $K_u = d_o \cdot \mathfrak{Z}_u$ est constant, il est facile de voir que, plus la densité (d) de l'os spongieux est grande, plus K_1 est petit et donc, par voie de conséquence, plus les rapports E_u / E_o et σ_u / σ_o sont grands. Cesi nous permet de voir que le caractère mécanique de l'os spongieux est lié à sa densité.

Puisque ces résultats ont été obtenus de la compression, cette analyse nous permettra également de servir pour la traction.

L'équation (21) nous montre que le rapport σ_u / σ_o est une fonction linéaire de K_1 / K_u. Son graphe général (Fig. 62) est représenté:

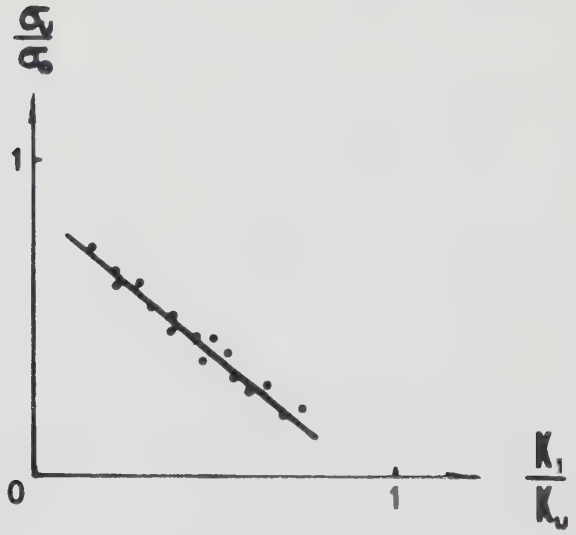


Fig. 62 Graphe de la relation entre $\frac{\sigma_u}{\sigma_o}$ et $\frac{K_1}{K_u}$

Grâce à l'analyse mathématique que nous venons de faire, nous pouvons conclure que la forme de la travée osseuse et la densité de l'os spongieux sont directement liées au caractère mécanique de ce tissu.

IX CONCLUSION GENERALE

-:-:-:-:-:-:-:-:-

1 En étudiant les travées osseuses du calcanéum animal, la théorie de la trajectoire de l'architecture osseuse a été élucidée.

2 La formation de l'architecture osseuse est stimulée par un facteur important - la contrainte : qui est provoquée soit par la force musculaire, soit par la force de pesanteur, ou les deux à la fois.

3 Le champ des travées osseuses formant un certain angle s'adapte à l'amplitude du mouvement dans l'articulation osseuse.

4 Les travées osseuses "en compression" suivent d'une façon continue les mêmes directions d'un os à l'autre, transmettant ainsi la force de compression dans l'articulation osseuse.

5 Telle ou telle force provoque telle ou telle forme de l'architecture osseuse.

6 Les travées osseuses dépendent non seulement de la direction mais aussi de l'intensité de la force appliquée qui peut être considérée comme le vecteur de contrainte.

7 La forme des travées osseuses et la densité de l'os spongieux sont directement liées au caractère mécanique de ce tissu. Ceci est confirmé par l'expérience et par un modèle mécanique de l'architecture osseuse.

REFERENCES

ALTMANN K. (1950), Z. Anat. Entwicklungsgeschicte, 115, 52.

BARONE R. (1966), Anatomie Comparée des Mammifères Domestique Tome 1 - Ostéologie, Ecole Nationale Vétérinaire, Lyon.

BLOUNT W.P. and ZIER F. (1952), Control of Bone Length, J. Am. Med. Assoc., 148, 451-457.

BOUCHET A. et CUILLERET J. (1970), Anatomie Topographique, Simep Editions, 24-29.

BOUCHET A. et CUILLERET J. (1973), Anatomie 11 - Topographique Descriptive et Fonctionnelle, Le Thorax, Simep Ed. 4-30.

CAREY E.J. (1929), Studies in the Dynamics do Histogenesis. Experimental, Surgical, and Roentgenographic Studies in the Architecture of Human Cancellous Bone, the Resultant of Back Pressure Vectors of Muscle Action, Radiology, 13, 127-168.

DEMPSTER W.T. and LIDDICOAT R.C. (1952), Compact Bone as a Non-isotropic Material, Am. J. Anat., 91, 331-362.

EVANS F.G. (1957), Stress and Strain in Bones, C.C. Thomas, Springfield, Ill., U.S.A., 94-199.

FRANKEL V.E. and BURSTEIN A.H. (1970), Orthopaedic Biomechanics, Lea & Febiger, Philadephia, U.S.A., 22-28.

FRAZER J.E. (1958), Anatomy of the Human Skeleton (Ed. by A.S. Breathnach), 5th ed., Churchill, London.

GARDNER E. (1956), Osteogenesis in the Human Embryo and Petus, in The Biochemistry and Physiology of Bone, Academic Press Inc., N.Y., U.S.A., 362.

GRANIK G. and STEIN I. (1973), Human Ribs: Static Testing as a Promising Medical Application, J. Biomechanics, 6, 237-240.

HARDINGE M.G. (1959), Determination of Strength of the Cancellous Bone in the Head and Neck of the Femur, Surg. Gynec. & Obst., 89, 439-441.

JANSSEN M. (1920), On Bone Formation: Its Relation to Tension and Pressure, London, Longmans, 1-114.

JUSTER M., FISCHGOLD H. et LAVAL-JEANTET M. (1963), Premiers Elements de Microradiographie Clinique, Masson & Cie., Editeurs Libraires de l'Académie de Medicine, 11-12.

KAMPNER S.L. and WISSINGER H.A. (1972), Anterior Slipping of the Capital Femoral Epiphysis, J. Bone & Joint Surg., 54A, 1531-1536.

KNESE K.H. (1958), Knochenstruktur als Verbundbau, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 25-29.

KOCH J.C. (1917), The Laws of Bone Architecture, Am. J. Anat., 21, 177-298.

MARTIN R.B. and HAYNES R.R. (1968), Theoretical Analysis of the Effects of Air Voids in Concrete, J. Am. Concrete Inst., 68, 36-41.

MAY N.D.S. (1964), The Anatomy of the Sheep, Wike Co. Ltd., Melbourne, U.S.A., 113-308.

MEYER H.V. (1867), Die Architektur des Spongiosa, Arch. Anat. Physiol., 34, 615-628.

OLIVIER G. et C. (1970), Mécanique Articulaire, Vigot Frères Ed., Paris, 61-89.

PATURET G. (1951), Traité d'Anatomie Humaine, Tome 1, Masson & Cie., Paris, 41-42.

PAUWEL F. (1948), The Significance of the Architectural Principles of the Supporting and Locomotor

Systems in Regard to Stresses of the Long Bones, Ztschr. f Anat. und Entwicklungsgesch, 114, 1-2.

PRITCHARD J.J. (1956), The Osteoblast,in The Biochemistry and Physiology of Bone, Academic Press Inc., N.Y., U.S.A., 198-199.

RASCH P.J. and BURKE R.K. (1972), Kinesiology and Applied Anatomy, Lea & Febiger, Philadelphia, U.S.A., 301-302.

ROBERT C.C. (1967), Handbook of Chemistry and Physics, The Chemical Rubber Co., N.Y., F14.

ROBERTS S.B. and CHEN P.H. (1970), On Some Geometric Properties of Human Ribs I; Presented at Symposium on Biodynamic Models and Their Applications, Oct. 26-28, Dayton, Ochio, U.S.A.

ROBERTS S.B. and CHEN P.H. (1972), Global Geometric Characterestics of Typical Human Ribs, J. Biomechanics 5, 191-201.

ROUX W. (1885), Beiträge zur Morphologie der funktionellen Anpassung, 3. Beschreibung und Erläuterung einer knöcheren Kniegelenksankylose, Arch. Anat. Physiol. Anat. Abt., 9, 120-158.

SISSONS H.A. (1956), The Growth of Bone,in The Biochemistry and Physiology of Bone, Academic Press Inc., N.Y., 452-454.

SOLOMEN L. (1973), Drug-induced Arthropathy and Necrois of the Femoral Head J. Bone Joint Surg., 55B, 246-261.

STROBINO L.J., FRANCH G.O. and COLONND P.C. (1952), The Effect of Increasing Tension on the Growth of Epiphseal Bone, Surg. Gynec. Obst., 95, 694-700.

STEINDLER A. (1964), Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathological Conditions, C.C.Thomas, Springfield, Ill. U.S.A., 9-22.

TIMOSHENKO S. (1963), Résistance des Matériaux, Librairie Polytechnique Béranger, Paris, 112-123.

WILLIAMS J.F. and SVENSSON N.L. (1971), An Experimental Stress Analysis of the Neck of the Femur, Med. Biol. Eng., 9, 479-493.

WOLFF J. (1869), Ueber die Bedeutung der Architektur der spongiösen Substenz für die Frage vom Knochenwachsthum, Centr. med. Wissen., 54, 849-851.

WOLFF J. (1870), Ueber die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachsthum, Archiv pathol. Anat. Physiol. Med., 50, 389-464.

WOLFF J. (1884), Das Gesetz der Transformation der inneren Architektur der Knochen bei pathologischen Veränderungen der äusseren Knochenform, Sitzungsberichte der Konig Preuss, Akademie der Wissenschaften zu Berlin, 475-496.

WOLFF J. (1891), Ueber die Theorie des Knochenschwundes durch vermehrten Druck und der Knochenanbildung durch Druckentlastung, Archiv für Klinische Chirurgie, 42, 302-324.

WOLFF J. (1892), Das Gesetz der Transformation der Knochen, Berlin.

WOLFF J. (1900), Bemerkungen zur Deponstration von Röntgenbildorn der Knochen-Architektur, Berliner Klinische Wochenschrift, 18, 381-383.